

BEEINFLUSSUNG DES EEG-POWERSPEKTRUMS DURCH HYPNOSE UND SUGGESTIONEN

Wolfram Ehlers

1976

AUS DER NERVENKLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. H. Hippus

Abt. für Psychiatr. Neurophysiologie und EEG-Diagnostik

(Leiter: Prof. Dr. J. Kugler)

BEEINFLUSSUNG DES EEG-POWERSPEKTRUMS DURCH
HYPNOSE UND SUGGESTIONEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin

verfaßt und

einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Wolfram Ehlers

aus Stralsund

München 1976

Durchgeführt mit Unterstützung des Max-Planck-Instituts
für Psychiatrie, München

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. J. Kugler
Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. Hippius
Dekan: Prof. Dr. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 26.10. 1976



DISSERTATIONS- UND FOTODRUCK FRANK oHG
8 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2 8 0 9 0 9 0

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. EINLEITUNG	1
II. PROBLEMSTELLUNG	3
III. METHODE	15
IV. ERGEBNISSE	27
V. DISKUSSION	41
VI. ZUSAMMENFASSUNG	44
VII. LITERATURVERZEICHNIS	45
ANHANG A INSTRUKTIONEN	A 1
ANHANG B VERSUCHSAUFBAU	A 5
ANHANG C ROHDATEN	A 19

I. E I N L E I T U N G

Es finden sich in den letzten Jahren zahlreiche Untersuchungen über die Abbildung psychischer Vorgänge im EEG. Hierbei erscheinen zwei psychische Vorgänge von besonderer Wichtigkeit:

1. Verschiedene Aspekte psychischer Leistung bewirken EEG-Veränderungen im Sinne einer Arousal-Reaktion. In Untersuchungen bei Rechen-tests wies KUGLER (37) "eine Beziehung zwischen geistiger Tätigkeit und den elektronisch ausgewerteten Alpha-Rhythmen im EEG" nach.

Sogar verschiedene Leistungshöhen bei visuomotorischen Aufgaben können das im Wachzustand abgeleitete EEG signifikant verändern wie CREUTZFELDT et al. (12), GRÜNEWALD u. a. (26), LEGEWIE et al. (38) und SIMON u. a. (51) nachweisen konnten.

2. Die Bewußtheitslage (im Sinne einer veränderten Vigilität, z. B. bei Müdigkeit) spielt eine ebenso entscheidende Rolle wie die Leistungshöhe der geistigen Aktivität. Ein Absinken des kortikalen Tonus mit Bewußtheitsminderung führt zum Auftreten hoher, langsamer Wellen wie JANZEN und KORNMÜLLER (30) zeigen konnten. Hierbei ist an eine Veränderung der Wachheit bei erhaltener Bewußtheit gedacht und nicht an eine Störung der Bewußtseinslage mit fehlender Bewußtheit, wie z.B. beim Koma. Theoretisch möchte KUGLER (37) den Unterschied zwischen Bewußtheitslage und Bewußtseinsinhalten hervorheben wissen. In der neurophysiologischen Hypnoseforschung hat diese theoretische Unterscheidung ganz praktische Bedeutung. BAROLIN (4) führt viele scheinbaren Divergenzen über neurophysiologische Veränderungen in der Hypnose auf die Vermischung

dieser zwei Wirkungsfaktoren zurück. Man sollte darum möglichst zwischen der Wirkung des hypnotischen Grundzustandes (Bewußtheitslage) und der spezifischen Wirkung von hypnotischen Suggestionen (Bewußtseinsinhalten) unterscheiden.

Vorliegende Arbeit möchte durch hypothesenspezifische Versuchsplanung und statistische Analyse eine Trennung der Faktoren Bewußtheitslage und Bewußtseinsinhalte in ihrer Wirkung auf das EEG vornehmen.

II. P R O B L E M S T E L L U N G

1. EEG-Veränderungen im hypnotischen Grundzustand.

1.1. Abgrenzung der Hypnose vom Wach- und Schlafzustand.

Seit PAWLOW (45) wurde die Hypnose als Partial-schlaf verstanden. So verwundert es nicht, wenn in den Anfängen der neurophysiologischen Hypnoseforschung das EEG, als bekanntester Indikator für den Schlafzustand, zu einer Abgrenzung der Hypnose vom Schlaf herangezogen wurde.

KRETSCHMER (36) behauptete schon 1945, gestützt auf Untersuchungen von FRANEK und THREN (23), "daß die hypnoide Schaltung im Elektroenzephalogramm durch die Veränderung der Hirnaktionsströme im Sinne des plötzlichen Einsetzens der Deltawellen vom Tiefschlaftypus" zu definieren sei. Dieser Behauptung wurde jedoch von HEIMANN und SPOERRI (28) eindeutig widersprochen: "Unsere Untersuchungsergebnisse führen in Übereinstimmung mit FORD (22) und DYNES (17) somit zum Schluß, daß der hypnotische Zustand sich elektroenzephalographisch vom Wachzustand nicht unterscheidet, weil sich dies durch die charakteristischen Schlafpotentiale im EEG anzeigen müßte."

Auch nach weiteren fünf Jahren Forschung müssen CRASILNECK und HALL (11) im Jahre 1959 feststellen, daß trotz der besseren Kontrolle von zahlreichen Einflüssen während der Experimente keine der Hypnosewirkungen auf das EEG ernsthaft als bewiesen oder als widerlegt angesehen werden können. In ähnlicher Weise äußern sich im selben Jahr CHERTOK and KRAMARZ (8). Nach sorgfältigem

Studium der einschlägigen Literatur bis 1964 kommt A. KATZENSTEIN (33) zu der Einsicht, "daß die Hypnoseforschung noch gehemmt wird durch methodologische Schwierigkeiten."

In neuerer Zeit werden bei Unterscheidung von hypnotischem Grundzustand und hypnotischen Suggestionen während der Messung hirnelektrischer Vorgänge wieder positive Zusammenhänge von Hypnose und EEG gefunden. So gibt BAROLIN 1968 (4) das Resümee: "Immerhin scheint aber sicher erwiesen, daß auch hirnelektrisch gewisse Veränderungen unter hypnotischen Bedingungen eintreten können (wenn auch nicht immer müssen), die gewissen Gesetzmäßigkeiten folgen. Somit kann auch vom neurophysiologischen Standpunkt aus die Hypnose als ein Umschaltvorgang angesehen werden."

BAROLIN findet im hypnotischen Grundzustand eine verstärkte Synchronisationstendenz, also das Gegenteil einer Arousal-Reaktion, während bei suggestiv induzierter Aktivität innerhalb des hypnotischen Zustandes sich das EEG in der Hypnose wie im Wachzustand verhält. Es bilden sich jeweils nach der Richtung der suggerierten Aktivität verschiedene Arousalmuster aus.

ULETT et al. (54) fanden bei zehn besonders gut hypnotisierbaren Probanden (Pbn) während der Hypnoseinduktion im Vergleich zum Ruhe-EEG vor der Hypnose eine Abnahme der Intensität des Frequenzbandes von 0,5 - 3,5 Hz und eine Zunahme der Intensität des 7,5 - 13 Hz-Bandes wie des 13 - 20 Hz-Bandes. Zehn besonders schlecht hypnotisierbare Pbn zeigten genau die entgegengesetzten EEG-Veränderungen: Intensitätszunahme der langsamen Frequenzen und Intensitätsabnahme des Alpha-Bandes und des Beta-Bandes.

Kritisch sei angemerkt, daß ein Vergleich von Ruhe-EEG vor der Hypnose und Hypnose-EEG ungünstig ist, weil Ermüdungseffekte nicht kontrolliert werden können. In Fortführung dieser Forschungsansätze erscheint es jedoch sinnvoll, wenn bei gut hypnotisierbaren Pbn das EEG sowohl in der Hypnose als auch im Wachzustand unter gleichen Bedingungen abgeleitet wird. Eine Standardisierung dieser Situation könnte durch klar definierte Instruktionen und konstante Reizdarbietungen erzielt werden (s. S. 15 ff).

1.2. Ruhe-EEG und Hypnotisierbarkeit.

NOWLIS and RHEAD (44) fanden einen Zusammenhang von $\rho = 0,70$ ($p = 0,001$) zwischen Maßen der Hypnotisierbarkeit (SHSS Form A und C) und der Häufigkeit der Alpha-Wellen pro Zeitabschnitt bei 21 Pbn. Das EEG wurde von der rechten okzipitalen Elektrode bezogen auf das rechte Ohr abgeleitet. Ausgeprägte Alpha-Tätigkeit war also mit guter Hypnotisierbarkeit verbunden.

GALBRAITH et al. (24) untersuchten 95 Pbn mit einem Gruppentest für Hypnotisierbarkeit (HGS) und konnten vor allem für den Frequenzbereich von 5 - 8 Hz für das okzipitale (Elektroden auf der sagittalen Linie) Autospektrum bei geöffneten Augen ebenfalls einen signifikanten Zusammenhang ($p = 0,01$) mit dem Ausmaß der Hypnotisierbarkeit nachweisen. Sie erklären diesen Zusammenhang durch eine größere selektive Aufmerksamkeitsleistung bei gut hypnotisierbaren Pbn, d. h. durch eine geringe Ablenkbarkeit während der Hypnose. Diese erhöhte Aufmerksamkeit soll einer erhöhten Intensität im Bereich von 5 - 8 Hz entsprechen.

ULETT et al. (54) konnten signifikante Korrelationen der Hypnotisierbarkeit (BBS) mit der Intensität verschiedener Frequenzbänder (0,5 - 3,5 Hz, 7,5 - 13 Hz und 40 - 50 Hz) des EEG nachweisen. Abgeleitet wurde das EEG von der rechten okzipitalen Elektrode gegen das rechte Ohr. Es standen 44 Pbn zur Verfügung.

1.3. Asymetrie des Ruhe-EEG und Hypnotisierbarkeit.

BAKAN (2) vermutet, daß die Gewohnheit zu spontanen konjugierten Augenbewegungen zur linken Körperseite bei Denk- und Rechenaufgaben (linke okuläre Richtungsdominanz) mit einer größeren Fähigkeit zur selektiven Aufmerksamkeitszuwendung auf innere subjektive Erfahrungen verbunden ist. Umgekehrt soll rechte okuläre Richtungsdominanz mit einer größeren Tendenz zur Konzentration auf externe Reize verbunden sein. Desgleichen sollen nach BAKAN (1) Pbn mit linker okulärer Dominanz auch leichter zu hypnotisieren sein. Der gesicherte Zusammenhang von Hypnotisierbarkeit und Zunahme der Dauer des Alpharhythmus läßt folgerichtig nach dem Zusammenhang von okulärer Richtungsdominanz und EEG-Parametern fragen.

Die Hypothese, daß linke okuläre Dominanz mit einer stärkeren Alpha-Aktivierung verbunden ist als rechte okuläre Dominanz, konnte von BAKAN and SVORAD (2) bestätigt werden: Linke okuläre Dominanz war durch 68,9 % Alpha pro 100 sec Ruhe-EEG bei geschlossenen Augen gekennzeichnet.

net, im Unterschied zu 28,1 % Alpha pro 100 sec bei rechter okulärer Dominanz ($p = 0,01$). Entsprechend fand sich auch eine signifikant negative Korrelation von $-0,663$ mit dem Ausprägungsgrad der rechten okulären Dominanz, d. h. starker positiver Zusammenhang mit linker okulärer Richtungsdominanz.

Zwischen Hypnotisierbarkeit und Alpha-Aktivität ergab sich eine positive Korrelation von $0,602$ ($p = 0,05$). Desgleichen korrelierte rechte okuläre Dominanz $-0,769$ mit Hypnotisierbarkeit. GUR und REYHER (27) konnten nachweisen, daß Pbn mit linker okulärer Richtungsdominanz besser durch passive, emotionale Hypnoseinduktion (Entspannungssuggestion) und Konzentration auf subjektive Empfindungen während der Induktion zu beeinflussen waren als Pbn mit rechter okulärer Dominanz, die eher durch intellektuelle Motivierung, Konzentration auf externe Stimuli (Hypnoseinduktion durch Fixation) und aktive Mitarbeit zu hypnotisieren waren.

Die Ursache für diese Zusammenhänge wird in der Hemisphärenasymetrie für verschiedenartige Klassen von Denkvorgängen gesehen. Die mit der Hypnose verbundenen kognitiven Vorgänge, wie z. B. Raumorientierung, Körperbewußtsein usw. scheinen insbesondere mit einer Aktivierung der rechten Hemisphäre verbunden zu sein wie BOGAN (6) sowie GALIN and ORNSTEIN (25) behaupten. Dies stimmt mit der kontralateralen Richtungsdominanz bei konjugierten Augenbewegungen bei be-

sonders gut hypnotisierbaren Pbn überein, da nach ROBINSON (48) Augenbewegungen zur linken oder rechten Körperseite kontralateral durch die Area 8 nach BRODMAN gesteuert werden.

Für akustische Stimulation konnte KIMURA (34) nachweisen, daß Melodien (Soli auf Holzblasinstrumenten aus Mozart, Telemann, Vivaldi, Bach und Antonini) kontralateral zur rechten Hemisphäre, also auf dem linken Ohr besser wahrgenommen werden als auf dem rechten Ohr. Beim Erkennen von gesprochenen Zahlen zeigte dagegen das rechte Ohr eine Dominanz. Es wäre zu klären, ob sich auch während der Hypnose eine stärkere Aktivierung der rechten Hemisphäre im Vergleich zum Wachzustand bei Beobachtung von subjektiven Tonänderungen darstellt. Dies wäre ein direkter Nachweis der bevorzugten Aktivierung der rechten Hemisphäre während der Hypnose, die aus den bisherigen Befunden zur Asymmetrie des Ruhe-EEG und erhöhter Hypnotisierbarkeit gefolgert werden könnte.

2. Hypnotische Suggestionen bei sensorischer Stimulation.

Während der Suggestion verschiedener motorischer Hemmungen (z. B. Armkatalepsie) und sensorischer Hemmungen (z. B. Analgesie) konnten ULETT et al. (54) eine signifikante Verminderung der Intensität des langsamen (0,5 - 3,5 Hz) Frequenzbandes und eine Zunahme im Alpha-Bereich (7,5 - 13 Hz) nachweisen. Diese Veränderung trat in gleicher Weise bei gut und schlecht hypnotisierbaren Pbn auf. Kritisch sei

angemerkt, daß eine Unterscheidung von Hypnose- und Suggestionenwirkung nicht möglich war, da die Wirkungen von Suggestionen im Wachzustand nicht zum Vergleich herangezogen wurden. Es kann nur eine allgemein aktivierende Wirkung von Suggestionen festgestellt werden, die möglicherweise im Wachzustand nicht anders sein würde als in der Hypnose, wie schon BAROLIN (4) vermutet hat.

In Erweiterung dieses Ansatzes soll in vorliegender Arbeit durch Suggestion von Hemmung oder Verstärkung der Lautheitswahrnehmung identischer Töne sowohl in Hypnose wie im Wachzustand die hypnosespezifische Suggestionenwirkung von der auch im Wachzustand aktivierenden Wirkung von Suggestionen unterschieden werden.

Es wird postuliert, daß die Suggestion von Wahrnehmungsänderungen bei Darbietung von in Wirklichkeit identischen Tönen eine Verschiebung der selektiven Aufmerksamkeit von der Exterozeption zur Interozeption bewirkt, sodaß es im Vergleich zu einer Kontrollbedingung, in der keine Wahrnehmungsänderungen suggeriert werden, zu einer Intensitätszunahme im Alpha-Bereich kommen wird. Eine Abwendung von der externen Reizanalyse wäre einer sensorischen Hemmung gleichzusetzen, die im Extremfall der Habituation der Alpha-Blockade entsprechen könnte und in weniger ausgeprägten Fällen von einer Intensitätszunahme im Alpha-Bereich begleitet sein könnte, siehe auch SWETS and KRISTOFFERSON (53).

Im Gegensatz zu dieser Aufmerksamkeitsabwendung von der externen Stimulation wird das Fehlen von

Suggestionen der Wahrnehmungsänderung eine relative, erhöhte Zuwendung zu externen Reizen ermöglichen. Dies wiederum ist nach NÄÄTÄNEN (43) mit einer Verminderung der Amplitude des EEG im Abschnitt (ca. 1 sec) vor Reizdarbietung verbunden. Aufgrund der Antizipation der Relevanz eines Reizes entwickle sich entsprechend dem Ausmaß der antizipierten Relevanz eine unterschiedliche Voraktivierung, die durch Aktivierungsprozesse über das Aszendierende Retikuläre Aktivations-System bedingt sei.

Für die Hypothese der selektiven Aufmerksamkeitsabwendung von der externen Reizanalyse während hypnotischer Hemmung oder Förderung sensorischer Stimulation sprechen folgende Befunde: EMRICH (19) konnte eine Zunahme des Alpha-Rhythmus bei hypnotisch suggerierter Blindheit nachweisen. Desgleichen konnten EMRICH und HEINEMANN (20) bei Abwehr unterschwellig dargebotener emotionaler Wörter ebenfalls eine Alpha-Vermehrung in der linken fronto-okzipitalen Ableitung im Vergleich zu neutralen Reizwörtern feststellen. LEHMANN et al. (39) beobachteten das Auftreten eines Alpha-Rhythmus besonders in Perioden, in denen ein schwellen-nahes stabilisiertes Netzhautbildchen zeitweilig nicht wahrgenommen wurde. Das gemeinsame Prinzip dieser Vorgänge liegt nach der Interpretation von EMRICH (20) in einem zentralen Hemmungsvorgang einer bewußten Wahrnehmung. Diese "kortikofugale Hemmung manifestiert sich durch Alpha-Vermehrung im EEG."

Aufgrund dieser Überlegungen soll die Hypothese aufgestellt werden, daß bei zusätzlicher Suggestion von Wahrnehmungsänderungen (s. S. A-2) in Hypnose wie im Wachzustand eine Intensitätsvermehrung des Alpha-Frequenzbandes auftreten wird, verglichen mit einer Versuchsbedingung, in der keine Suggestion einer Wahrnehmungsänderung gegeben wird. Da die selektive Aufmerksamkeit, die möglicherweise diese EEG-Veränderung bewirkt, in der Hypnose stärker durch die Suggestion modifiziert werden kann als im Wachzustand, müßte sich dieser Effekt besonders deutlich in der Hypnose widerspiegeln (14).

Aus mathematischen Gründen (s. S. 14 ff) erscheint die Analyse des Power-Spektrums (Intensität in bestimmten Frequenzbändern) nach Darbietung eines Reizes ungünstig, weil durch die aktivierende Wirkung des Reizes die Stationaritätsbedingung verletzt wird. Daher soll sich unsere Analyse auf Abschnitte jeweils 1 sec vor Reizbeginn (sowohl in Hypnose wie im Wachzustand) beziehen. Dies entspricht den Versuchsbedingungen von EMRICH (20), der schon vor bewußter Wahrnehmung eines Reizes den Einfluß kortikofugaler Hemmungen (oder selektiver Aufmerksamkeitsänderung) nachweisen konnte. Desgleichen entspricht die Analyse der Vorreizperiode der Hypothese größerer differenzieller Voraktivierung bei antizipierter Relevanz des folgenden Reizes nach AUSTRÖM (43).

3. Fragestellung und Versuchsplan.

Jede Einzelfrage der Untersuchung ist als Hypothese formuliert, die als Alternativhypothese (H_1) gelten kann und statistisch gegen die Nullhypothese (H_0) auf Signifikanz geprüft werden muß.

Aus den bisher referierten Untersuchungen lassen sich folgende Hypothesen über die Beeinflussung der EEG-Grundaktivität 1 sec vor Darbietung eines akustischen Reizes ableiten.

Hypnose:

1. In einer hypnoiden Bewußtseinslage (Hypnose) wird es zu einer Intensitätsminderung im langsamen Frequenzband der EEG-Grundaktivität kommen (24, 43, 54).
2. Diese Veränderung der Voraktivierung durch Hypnose wird über der rechten Hemisphäre stärker ausgeprägt sein als über der linken Hemisphäre, d. h. bei dem rechten parieto-okzipitalen Elektrodenpaar wird es zu stärkeren signifikanten Intensitätsminderungen des langsamen Frequenzbandes kommen (1).
3. Im Frequenzband von 8 - 13 Hz wird unter Hypnose eine Zunahme der Intensität im Vergleich zum Wachzustand zu beobachten sein (54). Diese Veränderungen werden sich vor allem bei der rechten parieto-okzipitalen Elektrodenposition darstellen (1).
4. Im Frequenzband von 14 - 19 Hz und 20 - 25 Hz wird unter Hypnose eine Zunahme der Intensität im Vergleich zum Wachzustand zu beobachten sein (54). Diese Veränderungen werden sich vor allem

bei der rechten parieto-okzipitalen Elektrodenposition darstellen (1).

Suggestion:

5. Wahrnehmungsfördernde - oder hemmende Suggestionen vor Darbietung einer akustischen Reizserie führen zu einer Vermehrung der Intensität im Frequenzbereich von 8 - 13 Hz, verglichen mit einer Kontrollbedingung, in der keine hemmenden oder fördernden Suggestionen der Intensitätsänderung des Reizes dargeboten werden (19, 20).

6. Diese Zunahme im Alpha-Bereich wird besonders bei der zentralen Elektrodenposition (C_2 /Mastoid - li) nachzuweisen sein, da hier für das Hören reizspezifische Änderungen deutlicher auftreten müssen als bei parieto-okzipitalen Elektrodenpositionen (49).

7. Diese Alpha-Aktivierung wird bei Suggestionen unter Hypnose deutlicher nachzuweisen sein als unter gleichen Bedingungen im Wachzustand, da nach DUENSING (14) die Hypnose vor allem durch eine ausgeprägte Einengung des Bewußtseinsumfanges (selektive Aufmerksamkeit) gekennzeichnet ist.

Als experimentelle Bedingungen (unabhängige Variable) werden sowohl die Bewußtheitslage (Hypnose, Wachzustand) variiert, als auch die Bewußtseinsinhalte (Suggestion: Ton ist lauter (LA), leiser (LE); ohne Suggestion (OS)). Diese Beeinflussungen werden jeweils unter konstanten Reizbedingungen

an den gleichen Versuchspersonen vorgenommen.

Der Versuchsplan enthält für die statistische Analyse (57, S. 319) unter Berücksichtigung der Variation zwischen den Probanden somit 3 Faktoren (A, B, C).

Faktor A: 12 Probanden (homogene Gruppe, in bezug auf gute Hypnotisierbarkeit).

Faktor B: Bewußtheitslage (Stufe 1 = Hypnose, Stufe 2 (Kontrolle) = Wachzustand).

Faktor C: Bewußtseinsinhalte (Stufe 1 = Suggestion LAUTER (LA), Stufe 2 = Suggestion LEISER (LE), Stufe 3 (Kontrolle) = OHNE SUGGESTION (OS)).

Zur Verminderung systematischer Versuchsfehler (Wiederholungen der Reizserie) wurde durch Ausbalanzierung der Abfolge aller Experimentalbedingungen darauf geachtet, daß jede Bedingung gleich häufig an einem der drei Versuchstage dargeboten wurde (s. Abb. 9, S. A-7). Desgleichen sollte die Darbietung zu Beginn oder nach der Hälfte der Versuchszeit (Pos. 1 und 2) gleich häufig über alle Bedingungen verteilt sein. Es erfolgte eine zufällige Zuordnung der Probanden (Pbn) zu den einzelnen vor Versuchsbeginn festgelegten Abfolgen.

Abhängige Variable: Es wird der Einfluß der Versuchsbedingungen auf die Intensität spezifischer Frequenzbänder des EEG (s. Hypothesen) bei den Elektrodenpositionen C_2 /Mastoid-li, P_4/O_2 des Ten-Twenty-Systems nach JASPER (31) untersucht.

III. M E T H O D E

1. Versuchsbedingung.

Im Abstand von einer Woche wurde jedem Probanden (Pb) im Wachzustand oder im hypnoiden Zustand (Hypnose) eine akustische Reizserie mit der Suggestion "lauter" (LA) und eine andere identische Reizserie mit der Suggestion "leiser" (LE) dargeboten. Nach einer weiteren Woche wurde in der Kontrollbedingung dieselbe Reizserie "ohne Suggestion" (OS) einmal im Wachzustand (WA) und einmal in der Hypnose (HY) dargeboten (Abb. 9a, 9b).

Diese akustische Reizserie bestand aus 210 identischen Sinus-Tönen. Der Reizabstand war innerhalb der Grenzen von 3 - 10 sec randomisiert (s. Abb. 12). Bei einem mittleren Reizabstand von ca. 5 sec benötigte die gesamte Reizserie ca. 20 min. Jeder einzelne Ton dauerte 40 msec, hatte eine Grundfrequenz von 500 Hz und eine Lautstärke von 70 dB über der subjektiven Hörschwelle (50 % Kriterium der Tonerkennung bei Darbietung am ersten Versuchstag). Nach jeder Reizdarbietung hatte der Pb über Reaktionstasten die subjektive Lautheitsänderung im Vergleich zum vorherigen Ton anzugeben. Abb. 10 veranschaulicht den Versuchsaufbau als Flußdiagramm für Eingabe, Wandlung und Ausgabe von Informationen und Biosignalen.

Der Versuch erfolgte in einem abgedunkelten und schallarmen Untersuchungsraum in der Abteilung für Klinische Neurophysiologie des Max-Planck-Instituts für Psychiatrie (München). Nach Überprüfung und Eichung der Geräte, genauer Vermessung des Schädels, Fixierung der Elektroden für EEG, EMG, EOG und

Prüfung der Elektrodenwiderstände (s.S. 11) wurden die Elektroden an den EEG-Verstärker angeschlossen.

Der Proband saß in einem Untersuchungsstuhl, der entsprechend der Körpergröße verstellbar war und eine bequeme Sitzposition ermöglichte. Dieser Stuhl hatte einen Abstand von ca. 1,50 m von einer Leinwand. Nach Verlesen der Vorinstruktion wurde die subjektive Hörschwelle bestimmt und die Bedienung der Reaktionstasten erläutert. Der Pb wurde aufgefordert, eine möglichst bequeme und entspannte Sitzposition einzunehmen. Die Töne wurden über Kopfhörer dargeboten. Zur Einleitung der Hypnose (s. S. A 1) wurde der Pb aufgefordert, eine Farbtafel (Abb. 8) zu fixieren und sich ganz den dabei auftretenden Empfindungen zu widmen. Physiologische Ermüdungserscheinungen, Tränen der Augen, sowie Farbkontrasteffekte wurden suggestiv verstärkt. Monotone Suggestionen der Ruhe, Schwere und Wärme dienten der Hypnosevertiefung nach freiwilligem Schließen der Augen. Suggestionen zur Armlevitation und Katalepsie dienten der Sicherung einer ausreichenden Hypnosetiefe, da diese motorischen Funktionsänderungen leicht zu prüfen waren. Alle Pbn waren bei dieser Prüfung ausreichend tief hypnotisiert.

An einem Versuchstag wurden jeweils zwei akustische Reizserien dargeboten, denen entsprechend der Abfolge der Versuchsbedingungen (s. Abb. 9) Suggestionen über die angeblichen Intensitätsänderungen (s. S. A-2) eines Sinus-Tones vorgeschaltet waren. Durch die Verwendung von schriftlichen Instruk-

tionen sollten die Suggestionen in Hypnose (HY) wie im Wachzustand (WA) gleichwertig sein.

Vor Beginn, zwischen den Reizserien und nach Beendigung der Stimulation wurde jeweils für 3 min. das Ruhe-EEG abgeleitet. Diese Daten konnten bisher aus technischen Gründen nicht analysiert werden.

2. Ableitetechnik und Registriermethodik.

Das EEG wurde auf der rechten und linken Hemisphäre durch parieto-okzipitale Elektroden bipolar (P_4/O_2 , P_3/O_1) abgeleitet. Die zentrale Elektrode (C_2 /Mast.li.) diente der reizspezifischen EEG-Analyse. Die Silberelektroden wurden entsprechend den Angaben der "Ten twenty electrodesystems of the international federation " nach JASPER (31) fixiert (Abb. 11). Die Fixierung der Elektroden auf der Schädeloberfläche erfolgte mittels Gazestreifen und Kollodion.

Zur Kontrolle von Augenbewegungen in vertikaler Richtung, die Einfluß auf das Vertex-EEG nehmen können, wurde das EOG durch je eine Elektrode am supra- und infraorbitalen Rand der Augenhöhle abgeleitet.

Zur Kontrolle der muskulären Anspannung der Galea aponeuritica wurde das EMG des M. frontalis mit Myogramm-Klebeelektroden (Firma Beckman) registriert. Zur Verringerung der Übergangswiderstände verwendeten wir eine Elektrolytpaste der Firma Beckman. Der Übergangswiderstand konnte hiermit auf maximal 10 Kohm begrenzt werden.

Sämtliche Registrierungen wurden mit einem Biosignalverstärker der Firma Schwarzer (16 Kanal-Endverstärker mit Registriereinheit Typ EBS 1620) vorgenommen. Durch entsprechende Vor- und Endverstärker wurden die EEG-Signale von maximal etwa 70 μ Volt auf 1 Volt verstärkt. Diese Ausgangsspannung wurde für die parallel ablaufende Analogspeicherung und die spätere Analogdigitalwandlung benötigt.

Die Ausschaltung von Gleichspannungs- und Bewegungsartefakten erfolgte durch die Wahl einer Zeitkonstante von 0,3 sec für den unteren Frequenzbereich (entspricht 0,5 Hz) und einer Begrenzung von 70 Hz (mit dem Störblendenschalter) für den oberen Frequenzbereich. Die Eichung der Biosignalverstärkung wurde mittels eines Testsignals (Eichsinus) von 10 Hz (Verstärkung von 50 μ Volt auf 1 Volt Ausgangsspannung) vorgenommen. Mit diesem Testsignal konnte später bei der Computerauswertung dem digitalen Zahlenwert ein Spannungswert entsprechend der absoluten Größe der Biosignale zugeordnet werden. Zusätzlich zu den beschriebenen EEG, EOG und EMG-Ableitungen wurden auf dem Registrierstreifen des Biosignalverstärkers die Reizvorgabe, die Beantwortung der Reize durch Betätigung von zwei Drucktasten und die Atmung (aufgenommen mit Dehnungsmeßstreifen) registriert (s. Abb. 12).

3. Computeranalyse des EEG.

3.1. Mathematisch-statistische Analyse des EEG:

Schon 1932 wurde das EEG im Auftrag von H. BERGER durch G. DIETSCH (13) vom Technisch-Physiologischen

Institut der Universität Jena als periodische Funktion $f(x)$ analysiert, die durch eine Reihe von Cos- und Sin-Gliedern beschrieben werden kann. Diese auf den Fourierschen Theorien beruhenden harmonischen Analysen wurden noch durch visuelle Ausmessung von 30fach vergrößerten EEG-Kurven gewonnen. Heute können Digitalrechner diese Aufgabe genauer und schneller ausführen.

Der Darstellung des EEG als periodische Funktion innerhalb eines bestimmten Zeitabschnittes liegt die Annahme zugrunde, daß es sich bei den EEG-Aufzeichnungen um einen mathematisch beschreibbaren Zufallsprozeß handelt, der durch bestimmte Methoden der Wahrscheinlichkeitstheorie quantitativ abzubilden ist. Dieser Zufallsprozeß, auch Zeitreihe oder stochastischer Prozeß genannt, wird durch die Ergebnisse einer bestimmten Beobachtung festgelegt und kann bei mehrmaliger Wiederholung dieser Beobachtung verschiedene Werte annehmen.

Wie H. FLÜHLER (21) in einer Arbeit über die "Statistische Analyse von Zufallsprozessen mit spezieller Anwendung auf das Elektroenzephalogramm" schreibt, handelt es sich im Gegensatz zur Zufallsgröße, bei der es sich um einen einzelnen Wert handelt, bei einem "Zufallsprozeß" um den Verlauf einer Funktion. In der Regel spielt die Variable t die Rolle der Zeit. w stellt den Zufall dar.

Ein solcher Zufallsprozeß kann mathematisch als gegeben betrachtet werden, wenn sämtliche Verteilungsfunktionen bekannt sind. D. h. wir müssen für alle möglichen Zeitpunkte von t_1 bis t_n die jeweilige Verteilungsfunktion $F(x_1, x_2, \dots, x_n)$ $= P(X(t_1, w) \leq x_1, \dots, X(t_n, w) \leq x_n)$ kennen.

Da dies in der Praxis nicht möglich ist, muß für die Beschreibung des EEG: das mathematische Modell eines speziellen Zufallsprozesses, über den bestimmte Annahmen als gegeben vorausgesetzt werden, Anwendung finden. Die statistische Beschreibung des EEG benutzt im allgemeinen das mathematische Modell des stationären, ergodischen Zufallsprozesses.

Unter der Annahme, daß ein EEG durch dieses Modell zu beschreiben ist, kann eine spektrale Dichtefunktion $G(f)$ der Zufallsfolge $x(t)$ berechnet werden.

Grundsätzlich können nach FLÜHLERS Aussage zwei Wege zur Berechnung der Spektraldichte eingeschlagen werden:

1. Berechnung der Korrelationsfunktion und dessen Fouriertransformation (indirekte Methode).
2. Fouriertransformation der Ausgangsdaten $x(t)$ und direkte Ermittlung der Spektraldichte $G(f)$ (direkte Methode).

Mit der indirekten Methode war es bis 1965 möglich, EEG-Daten auf $1/4$ bis $1/6$ der ursprünglichen Menge zu reduzieren. Dadurch können die langen Rechenzeiten für die anschließende Fouriertransformation etwas reduziert werden. Einen weiteren Fortschritt und wesentliche Zeitverkürzung bei der Computeranalyse des EEGs erbrachte die Entwicklung eines Verfahrens zur schnellen Fouriertransformation (FFT) von COOLEY and TUKEY im Jahre 1965 (10). Mit dieser direkten Methode zur Ermittlung des Power-Spektrums wurde eine On-line-Analyse des EEG auch auf Laborrechnern (z. B. IBM - 1130) möglich.

Die Darstellung der spektralen Dichtefunktion als Power-Spektrum $G(f)$ (Aussage über den Intensitätsanteil verschiedener Frequenzkomponenten) entspricht in einem gewissen Ausmaß der konventionellen Beschreibung des EEG in bezug auf verschiedene Frequenzbesetzungen in einem gegebenen Zeitabschnitt. Wie weiter oben ausgeführt, ist eine Voraussetzung der spektralen Analyse die Stationarität des EEG. Selbst wenn diese Voraussetzung der Stationarität für das langzeitige EEG nicht gegeben ist, wird die Berechnung des Power-Spektrums von DUMERMUTH (16) für sinnvoll gehalten, wenn das EEG nur über kürzere Epochen analysiert werden soll. Typische Anwendungen wären: Unterscheidung von EEG-Aktivitäten während des Schlafzyklus, während Verhaltens- und Leistungstests.

3.2. Stationaritätsüberlegungen.

Wie weiter oben beschrieben, liegt der Darstellung des EEG als Power-Spektrum die Annahme zugrunde, daß es sich beim EEG um einen Zufallsprozeß in Abhängigkeit von der Zeit handelt. Wenn sich nun die Wahrscheinlichkeitsstruktur dieses Prozesses innerhalb der Zeit ändert, spricht man davon, daß der Prozeß während des Zeitverlaufs nicht stationär ist. Konstante Wahrscheinlichkeitsstruktur ist auch die wichtigste Voraussetzung dafür, daß dieser Zufallsprozeß als ergodisch aufgenommen werden kann, d. h. daß das Ensemblemittel durch das Zeitmittel ersetzt werden darf. Je größer die Zeitstichprobe - in der Praxis finden wir heute eine Variation von Sekunden bis Minuten - desto eher wird es sich nicht mehr um einen stationären Prozeß handeln.

Ein zusätzlicher Aspekt der Stationaritätsbetrachtung wurde 1957 von SILVERMAN (50) in die Diskussion gebracht, durch das Konzept der lokalen Stationarität. Ein Prozeß kann annähernd als lokal stationärer Prozeß in einem bestimmten Zeitabschnitt angesprochen werden, wenn seine mittlere Intensität, bezogen auf verschiedene ausgewählte Analyseabschnitte, nicht signifikant hiervon abweicht. PRIESTLEY (46) entwickelte 1965 eine mathematische Theorie, mit der das in der Zeit variierende Spektrum abgeschätzt werden kann. Hierzu schlug er eine Unterteilung der Zeitreihe in einzelne Segmente und Berechnung der Spektren für nacheinander folgende und möglicherweise überlappende Segmente vor.

Eine ähnliche Methode wurde von MARTINIUS u. a. (42) bei der Analyse von Kinder-EEG; während verschiedener Leistungssituationen angewendet. Das EEG während einer Leistungssituation wurde in kurze Segmente von 2 - 4 sec unterteilt. Mittels des FFT Algorithmus wurde für jedes Segment ein "rohes Power-Spektrum" (Periodogramm) berechnet. Die einzelnen kurzen Segmente wurden zu einem Pseudoensemble zusammengefaßt. Erst durch Mittelung von 10 oder 20 berechneten Periodogrammen (Pseudoensemble) wurde ein Power-Spektrum hergestellt.

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Verkürzung des einzelnen Segmentes auf 1 sec und Erhöhung der Segmentanzahl zur Berechnung des mittleren Power-Spektrums auf $N = 30$ vorgenommen.

Die Gültigkeit dieser Methode ist nach A. H. CLARKE (9) dadurch gegeben, daß die einzelnen Epochen als Mitglieder ein und derselben Stichprobe (Pseudo-Ensemble) gelten können. Ein Aspekt dieser Forderung wäre der Nachweis der statistischen Homogenität der ausgewählten Epochen. Diese kurzzeitige Stationarität kann durch Artefakte, wie durch Stimulus evozierte EEG-Veränderungen z. B. kurz nach Reizbeginn verletzt werden. Aus diesem Grund wurde in vorliegender Arbeit nur das EEG vor Reizbeginn analysiert.

Die Homogenität der gemittelten Epochen wurde durch visuelle Kontrolle der bildlich dargestellten Epochenmittelwerte und Dispersionen für einzelne Zeitpunkte der Epoche (1 sec) vor Reizbeginn fortlaufend während der Analyse geprüft. Abb. 13 demonstriert diese Kontrollmöglichkeit. So konnten grobe systematische Störfaktoren, wie Bewegungs- und Reizartefakte ausgeschaltet werden. Dies war nur bei ganz wenigen Fällen notwendig. Zum Ausgleich wurden Epochen von später folgenden Reizen hinzugenommen.

Die systematische Beeinflussung des EEG durch kontrollierte experimentelle Bedingungen ist ebenfalls als Stationaritätsänderung zu verstehen. Zur Überprüfung dieser Beeinflussung wurde die absolute Intensität in einem definierten Frequenzband als abhängige Variable statistischen Signifikanzprüfungen unterworfen.

3.3. Datenerfassung und -verarbeitung.

Die vom Schwarzer-EEG-Verstärker von ca. 50 μ Volt auf 1 Volt verstärkten Biosignale wurden auf einem Analogband der Firma Honeywell auf drei Kanälen gespeichert und später einer offline Analog/Digitalwandlung zugeführt.

Zur Optimierung der Digitalisierung schlägt FLÜHLER (21) vor, daß der Diskretisierungsschritt so gewählt sein sollte, daß die Grenzfrequenz weit oberhalb der interessierenden Frequenzen zu liegen kommt. Wir wählten eine Diskretisierungsrate von 128 Samples pro Sekunde. Dies entspricht nach dem Nyquistkriterium einer Bandbreite von 0 bis 62,5 Hz. Die Auflösung der Amplitude betrug 10 bits, das entspricht einem Signal-Rausch-Verhältnis von ca. 60 dB. Dies erscheint völlig ausreichend, da der Grenzwert der Analogbandgeräte schon bei 50 dB lag.

Mit Hilfe des von MAYER 1975 erstellten Programmsystems (41) wurde in einem ersten Schritt mit dem Programm DERFV (Abb. 18) jeweils ein Abschnitt von 256 Datenpunkten vor einem Reiz und entsprechend 256 Datenpunkten nach dem Reiz in der jeweiligen EEG-Ableitung zeitlich lokalisiert und auf einem Digitalband gespeichert. Zum Wiedererkennen wurden jeweils entsprechende Kennwerte mit abgespeichert.

Die Berechnung und Speicherung der Spektren (Periodogramme) wurde von dem Programm SPEKS (Abb. 19) vorgenommen. Die Berechnung des gemittelten Spektrums erfolgte mit dem Programm BILDM (Abb. 20). Die bildliche Darstellung dieser Spektren konnte mit dem

Programm BILDW (Abb. 22) vorgenommen werden. Die numerische Darstellung der Power-Spektren erfolgte durch das Programm POWER (Abb. 21), das von A. H. CLARKE (9) zur Verfügung gestellt wurde. Gleichzeitig konnte mit diesem Programm die absolute Power für wählbare Frequenzbänder numerisch ausgegeben werden. Abb. 17 veranschaulicht das Ablaufschema für dieses Programmsystem.

Die graphische Darstellung des mittleren Power-Spektrums zeigt Abb. 13. Auf der Abzisse sind die jeweiligen Frequenzbereiche abgetragen und auf der Ordinate die Intensität (Power) in logarithmischen Einheiten abgetragen. Dies Power-Spektrum errechnete sich aus 30 Periodogrammen von jeweils 128 Zeitwerten vor Reizbeginn (ca. 1 sec).

IV. MATERIAL

Für die Durchführung der Untersuchung wurden 15 besonders gut hypnotisierbare Versuchspersonen aus einer Gesamtzahl von 238 Vpn herangezogen. Die Patienten hatten sich zur Durchführung einer Raucher-Entwöhnungstherapie am Max-Planck-Institut für Psychiatrie zur Verfügung gestellt und wurden zur Therapiekontrolle mit einem Hypnotisierbarkeitstest in Gruppen zu je 20 Probanden untersucht (EHLERS u. a., 1975) (18).

Aufgrund dieser quantitativen Bestimmung der Hypnotisierbarkeit eines jeden einzelnen Patienten konnte eine exakte Auswahl der für den Versuch geeigneten Probanden vorgenommen werden. Diese Auswahl war notwendig, weil aus anderen Untersuchungen wie z. B. ZIMBARDO (58) bekannt war, daß nur bestimmte, auf Hypnose ansprechbare Personen die Fähigkeit besitzen, verbale Suggestionen in ein neues, subjektives Bezugssystem zu überführen. Entsprechend unserer Untersuchung würde auf ca. 46 Pbn des Patientenkollektivs diese Kennzeichnung zutreffen. Unter Berücksichtigung des Alters, des Geschlechts und der Bereitschaft zur Teilnahme am Versuch konnte etwa 1/3 der Stichprobe für den Versuch verwendet werden. Wir entschlossen uns, von den 15 untersuchten Probanden 12 auszuwerten, da 2 Probanden während des Versuchs erkrankten und ein dritter Proband aufgrund eines Fehlers in der Abfolge der Versuchsbedingungen nicht in den ausbalancierten Versuchsplan hineingenommen werden konnte. Es waren 9 männliche und 3 weibliche Pbn (mittleres Alter 30,8 Jahre, mittlere Hypnotisierbarkeit 6,5 Punkte, s. Abb. 7).

V. E R G E B N I S S E

1. Varianzanalyse

Die statistische Überprüfung der Hypothesen konnte aufgrund der Versuchsplanung über eine dreidimensionale Varianzanalyse für Meßwertwiederholungen nach WINER (57, S. 319) erfolgen. Da jedoch eine Prüfung der Verteilungs-Voraussetzungen der Varianzanalyse bei nur 12 Pbn als wenig sinnvoll erscheint, soll der Anwendung verteilungsfreier Verfahren nach LIENERT (40) für eine gezielte Hypothesenprüfung der Vorzug gegeben werden.

Daher wurden nur zur groben Orientierung Varianzanalysen zur Prüfung signifikanter Unterschiede der Stichprobenvarianzen zwischen den Experimentalbedingungen mit einem Computerprogramm von BUTLER et al. (7) berechnet. Tab. 1 gibt einen Überblick über die signifikanten Ergebnisse für die drei verschiedenen Elektrodenpositionen und für die einzelnen Frequenzbänder bei den Hauptfaktoren B und C sowie bei den Wechselwirkungen B x C für die mittlere Power von Reiz 1 bis 30.

Der Faktor Suggestionen scheint nur einen bedeutsamen Einfluß auf das Alpha-Band bei zentraler Elektrodenposition (C_z) zu haben, im Sinne einer Alpha-Vermehrung bei Darbietung von hemmenden wie fördernden Suggestionen. Die Hypnose dagegen zeigt nur über der rechten Hemisphäre in der parieto-occipitalen (P_4/O_2) Elektrodenposition bei den langsamen Frequenzen einen Einfluß auf die Aktivierung des EEG vor Reizbeginn. Es sind keine bedeutsamen Wechselwirkungen nachzuweisen. Alle diese Unterschiede

Signifikanz: $F_{emp} \geq F_{krit}$ bei α -Risiko von 0,05 %.

Elektrode	Vers.-Faktor	F_{krit}	0-3 Hz	4-7 Hz	8-13 Hz	14-19 Hz	20-25 Hz	26-31 Hz
K 1 <u>zentral</u> C_z	Bewußtseins- lage = B	4,84	2,628	4,275	0,048	0,694	2,776	2,919
	Bewußtseins- inhalte = C	3,44	0,482	1,823	0,573	$\nabla \nabla \nabla$ 3,246	1,113	0,813
	B x C	3,44	0,528	1,276	2,576	$\Delta \Delta \Delta$ 0,013	1,465	0,901
								1,051
K 2 <u>rechts</u> P_4/O_2	Bewußtseins- lage = B	4,84	4,401	$\nabla \nabla \nabla$ 6,339	$\nabla \nabla \nabla$ 5,967	4,019	3,696	2,695
	Bewußtseins- inhalte = C	3,44	0,426	$\Delta \Delta \Delta$ 0,038	$\Delta \Delta \Delta$ 0,270	0,568	0,218	0,625
	B x C	3,44	1,545	1,159	1,535	1,716	1,215	1,707
								0,791
K 3 <u>links</u> P_3/O_1	Bewußtseins- lage = B	4,84	0,458	0,047	0,000	2,736	0,631	0,465
	Bewußtseins- inhalte = C	3,44	1,016	0,596	2,590	0,107	0,653	1,471
	B x C	3,44	1,259	1,396	2,256	0,248	0,831	1,661
								1,878

Tab.: 1 F-Statistik ($F_{emp.}$) für Frequenzbänder und Elektrodenposition bei Faktor B = Bewußtseinslage, Faktor C = Suggestion und Wechselwirkung B x C.

lassen sich nur während der ersten 30 Reizdarbietungen nachweisen. Bei Reiz 31 - 60 waren keine Unterschiede zu sichern.

2. Hypothesenprüfung

Im folgenden soll die Überprüfung der Hypothesen mit Hilfe des erweiterten FRIEDMAN-Tests, dem INZIDENZ-Test von KANNEMANN (32), sowie dem WILCOXON-Test für Paardifferenzen nach der Nomenklatur von LIENERT (40) dargestellt werden.

INZIDENZ-Test (Prüfgröße χ^2) zwischen Suggestionen:

	8 - 13 Hz	Kritischer χ^2 -Wert
C_z	10,0	9,49 bei 4 Freiheits- graden
P_4/O_2	2,5	
P_3/O_1	1,25	

WILCOXON-Test (Prüfgröße T) zwischen HY und WA:

	0-3 Hz	4-7 Hz	8-13 Hz	14-19 Hz
C_z	10	31	23	30
P_4/O_2	10	14	16	19
P_3/O_1	29	30	19	24

Kritischer T-Wert = 14 $\Rightarrow$ Prüfgröße T entspricht signifikantem Unterschied bei einseitiger Fragestellung und α -Risiko von 0,025 %.

Hypothese 1 und 2

Es besteht eine Intensitätsminderung im langsamen Frequenzband unter Hypnose bei rechter parieto-okzipitaler Elektrodenposition.

Es handelt sich um eine einseitige Fragestellung, die bei einem Alpha-Risiko von 0,025 % auf Signifikanz geprüft werden soll.

In Abb. 1 und 2 sind die Mittelwerte und deren Unterschiede zwischen Hypnose- und Wachzustand für die Elektrodenpositionen P_3/O_1 (links), P_4/O_2 (rechts) und $C_z/\text{Mastoid-li}$ (zentral) bezogen auf die Frequenzbänder 0 - 3 Hz und 4 - 7 Hz dargestellt.

Bei 0 - 3 Hz (Abb. 1) weist der WILCOXON-Test für Paardifferenzen bei dem rechten parieto-okzipitalen Elektrodenpaar einen signifikanten Unterschied ($P \leq 0,025$) zwischen Hypnose- und Wachzustand nach. Bei dem linken parieto-okzipitalen Elektrodenpaar ist kein signifikanter Unterschied (n. s.) nachzuweisen. Prüft man den Unterschied zwischen linkem und rechtem parieto-okzipitalem Elektrodenpaar getrennt für den Hypnose- und Wachzustand, so läßt sich ein signifikanter Unterschied ($P \leq 0,025$) nur für den Wachzustand und nicht für die Hypnose nachweisen. Bei der zentralen Bezugsableitung ($C_z/\text{Mastoid-li}$) läßt sich ebenfalls ein signifikanter Einfluß der Hypnose ($P \leq 0,025$) nachweisen.

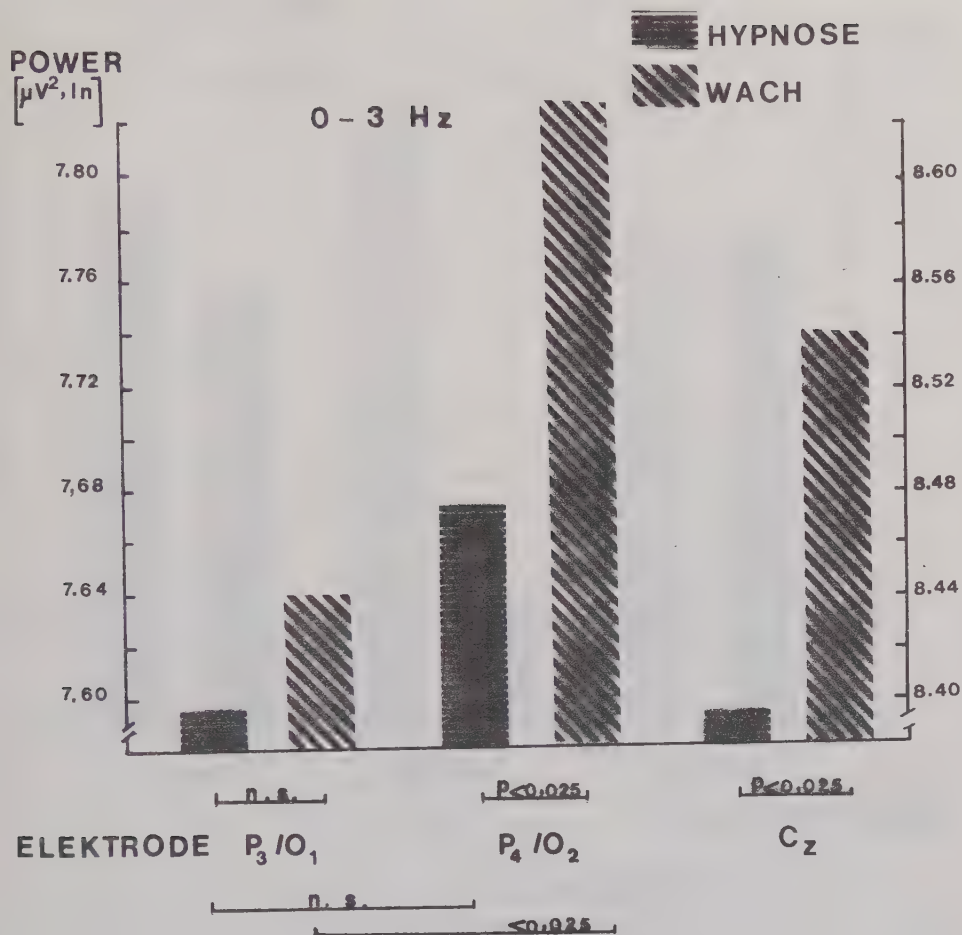


Abb. 1: Bedeutsame Intensitätsminderung (Mittelwerte) im Frequenzband 0 - 3 Hz, insbesondere bei rechtem parieto-okzipitalem Elektrodenpaar (P_4 / O_2). Die Intensitätsminderung bei zentraler Bezugsableitung (C_z /Mastoid-li) ist ebenfalls signifikant.

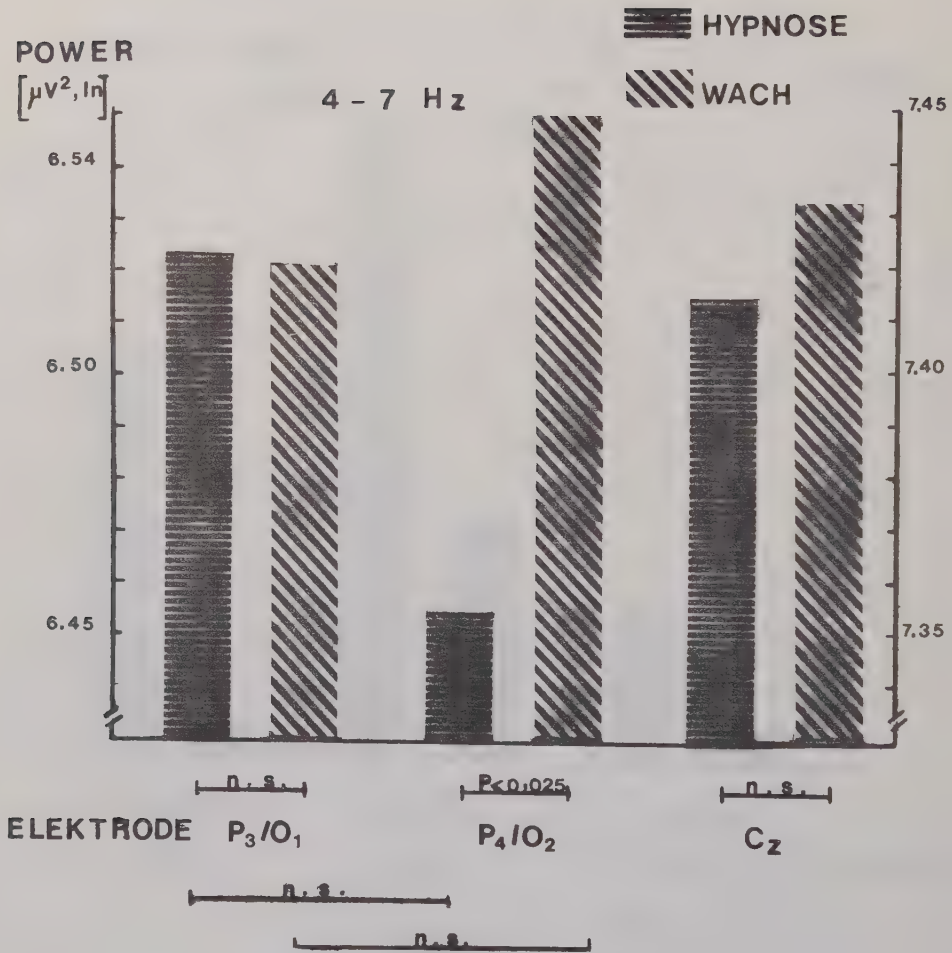


Abb. 2: Bedeutsame Intensitätsminderung (Mittelwerte) im Frequenzband 4 - 7 Hz, nur bei rechtem parieto-okzipitalem Elektrodenpaar (P₄/O₂).

Bei 4 - 7 Hz weist der WILCOXON-Test ebenfalls nur bei dem rechten parieto-okzipitalen Elektrodenpaar einen signifikanten Unterschied ($P \leq 0,025$) zwischen Hypnose- und Wachzustand nach. Der Unterschied zwischen linkem und rechtem Elektrodenpaar ist jedoch im Wachzustand wie in Hypnose nicht signifikant. Auch bei der zentralen Ableitung (C_z /Mastoid-li) läßt sich kein signifikanter Unterschied sichern.

Hypothese 3

Es besteht eine Intensitätszunahme im Alpha-Band (8 - 13 Hz), insbesondere bei rechter parieto-okzipitaler Elektrodenposition.

Es handelt sich um eine einseitige Fragestellung, die bei einem Alpha-Risiko von 0,025 % auf Signifikanz geprüft werden soll.

In Abb. 3 sind die Mittelwerte und deren Unterschiede zwischen Hypnose- und Wachzustand für die Elektrodenpaare P_3/O_1 (links), P_4/O_2 (rechts) und C_z /Mastoid-li (zentral) dargestellt.

Wenn nach Augenschein auch deutliche Unterschiede zu erkennen sind, so war mit dem WILCOXON-Test jedoch kein signifikanter Einfluß der Bewußtseinslage auf das Alpha-Band nachzuweisen, da zu große interindividuelle Variationen vorlagen. Auf die Darstellung der Streuungen wurde zugunsten der Übersichtlichkeit der Graphik verzichtet.

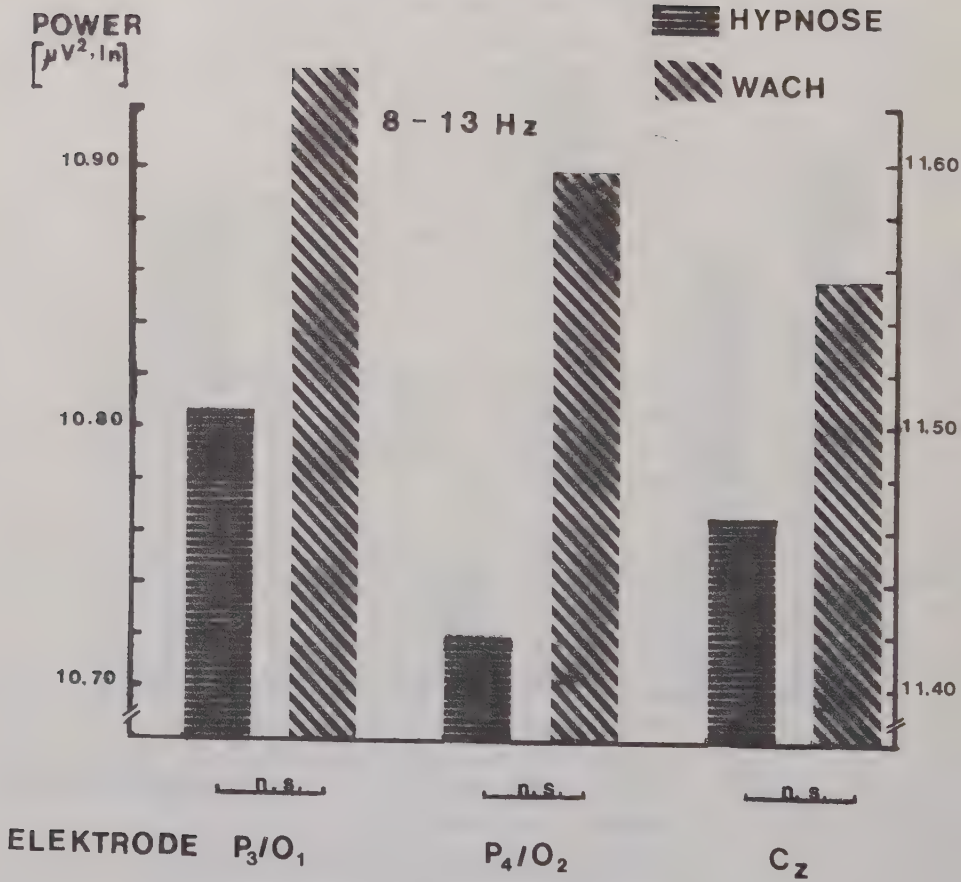


Abb. 3: Es ist keine bedeutsame Intensitätsminderung unter Hypnose in den Mittelwerten des Frequenzbandes 8 - 13 Hz nachzuweisen.

Hypothese 4

Es besteht eine Intensitätszunahme im schnellen Frequenzband (14 - 19 Hz und 20 - 25 Hz), insbesondere beim rechten parieto-okzipitalen Elektrodenpaar.

Weder bei 14 - 19 Hz noch bei 20 - 25 Hz konnte ein signifikanter Einfluß der Bewußtseinslage mit dem WILCOXON-Test nachgewiesen werden.

Hypothese 5, 6

Es besteht eine Intensitätszunahme im Alpha-Band (8 - 13 Hz) bei Darbietung von wahrnehmungs-hemmenden (LE) und -fördern-den (LA) Suggestionen im Vergleich zur Kontrollbedingung (OS), insbesondere bei zentraler Elektrodenposition (C_z /Mastoid-li).

In Abb. 4 sind oben die Mittelwerte und ihre Unterschiede zwischen den Suggestionenbedingungen (LA und LE) im Vergleich zur Kontrollbedingung (OS) für die zentrale Elektrodenposition (C_z /Mastoid-li) dargestellt.

Nach dem INZIDENZ-Test von KANNEMANN (32) errechnete sich ein $\chi^2 = 10,0$ bei zweiseitiger Fragestellung. Diese Prüfgröße ist für 4 Freiheitsgrade bei einem Alpha-Risiko von 5 % größer als der kritische χ^2 -Wert = 9,49. Dieser bedeutsame Einfluß der Suggestionen auf die Intensität des Alpha-Bandes (8 - 13 Hz) ist vor allem auf eine signifikante Intensitätszunahme bei der Suggestion (LA)

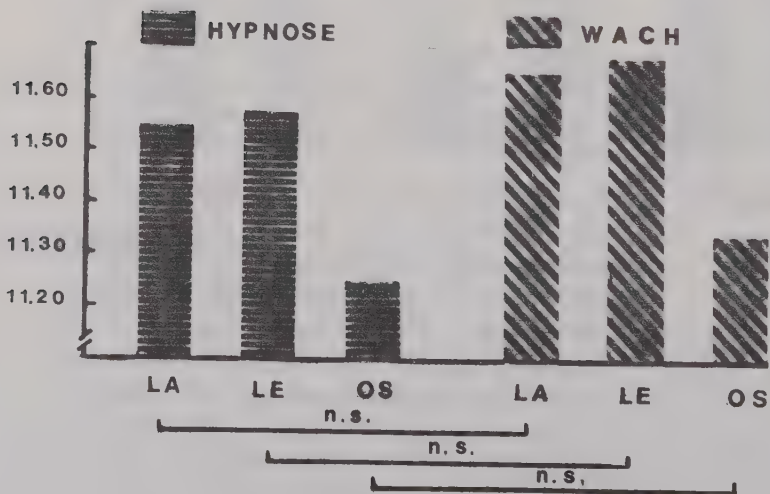
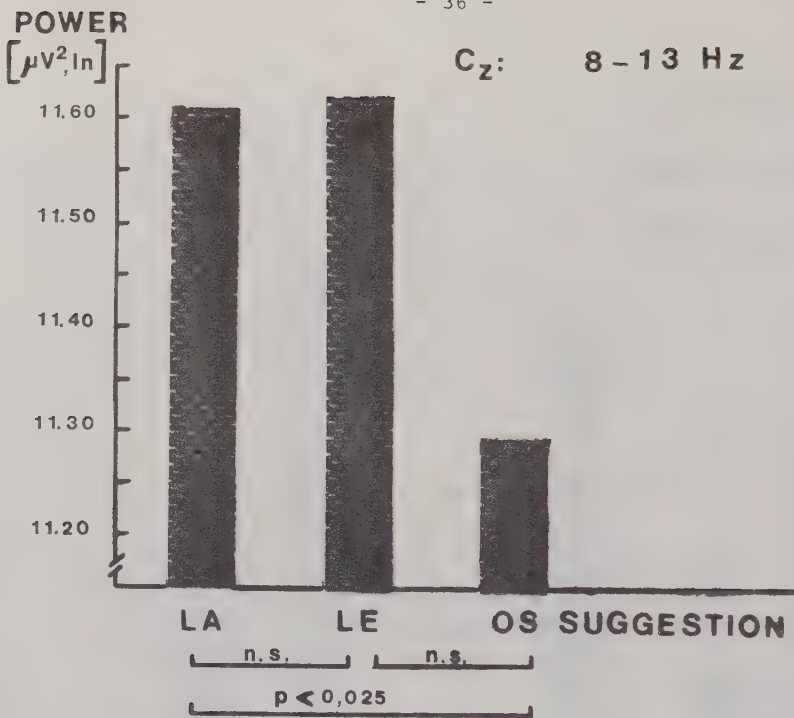


Abb. 4: Intensitätszunahme (Mittelwerte) im Alpha-band durch Suggestionen ohne Berücksichtigung der Bewußteinslage (oben). - Keine Intensitätszunahme durch Suggestionen unter Berücksichtigung der Bewußteinslage (unten).

im Vergleich zur Kontrollbedingung (OS) zurückzuführen, wie mit dem WILCOXON-Test bei einem Alpha-Risiko von 0,025 % nachzuweisen war.

Für das rechte parieto-okzipitale Elektrodenpaar errechnete sich nach dem WILCOXON-Test ein $\chi^2 = 2,5$ und für das linke Elektrodenpaar ein $\chi^2 = 1,25$. Beide Werte sind kleiner als der kritische χ^2 -Wert = 9,49 (bei einem Alpha-Risiko von 5 %), sodaß kein signifikanter Einfluß der Suggestionen auf das Alpha-Band bei diesen Elektrodenpositionen nachzuweisen ist.

Hypothese 7

Intensitätszunahme im Alpha-Band (8 - 13 Hz) durch Suggestionen in Hypnose verglichen mit den gleichen Suggestionen im Wachzustand.

In Abb. 4 sind unten die Mittelwertunterschiede zwischen den Suggestionen (LA, LE, OS) unter Berücksichtigung der Bewußtseinslage dargestellt. Mit dem WILCOXON-Test konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Suggestionen unter Hypnose und Wachzustand nachgewiesen werden, sodaß kein bedeutsamer Einfluß der Suggestionen unter Hypnose postuliert werden kann.

Übereinstimmung der Ergebnisse einzelner Probanden:

Da die statistische Hypothesenprüfung nur auf Mittelwertsunterschiede über alle Probanden bezogen ist, sollen beispielhaft die Unterschiede der Power-Spektren einzelner Probanden graphisch dargestellt werden, um das Ausmaß der individuellen Variation abschätzen zu können.

1. Beispiel einer schlechten Übereinstimmung mit den signifikanten Mittelwertsunterschieden dieser Untersuchung (s. Abb. 5): Ausgewählt wurde der Kanal 1 (C_z /Mastoid-li), um den Einfluß der Suggestion (LA, LE) im Vergleich zur Kontrollbedingung (OS) sowohl bei Hypnose (HY) als auch im Wachzustand (WA) prüfen zu können. Da eine ausgeprägte Alpha-Aktivierung bei diesem Pb fehlt, ist möglicherweise kein Einfluß der Suggestionen nachzuweisen. Die Kontrollbedingung (OS) wurde an einem anderen Tag durchgeführt als die Suggestionen (LA, LE). Da das Bild sehr gleichförmig ist, wurde die Elektrodenposition annähernd exakt repliziert. Der Kanal 2 (P_4/O_2) dient der Überprüfung des Einflusses der Hypnose auf das Power-Spektrum. Es stellt sich eine geringe, den Hypothesen gegensinnige Intensitätszunahme in den langsamen Frequenzen dar.
2. Beispiel guter Übereinstimmung mit den signifikanten Mittelwertsunterschieden dieser Untersuchung (s. Abb. 6): Im Kanal 1 (C_z /Mastoid-li) ist eine Zunahme der Intensität im Alpha-Bereich (8 - 13 Hz) bei Darbietung von Suggestionen (La,LE) zu sehen. Dieser Unterschied ist in Hypnose ausgeprägter als im Wachzustand. Abnahme der Intensität im langsamen Frequenzband (0 - 7 Hz) unter Hypnose im Kanal 2 (P_4/O_2).

VERSUCH 9141 KANAL 1

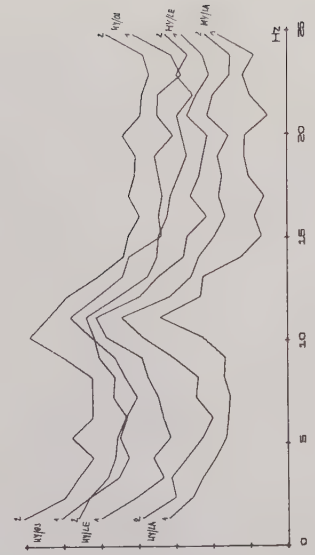
HYPNOSE

LN INT



VERSUCH 9141 KANAL 2

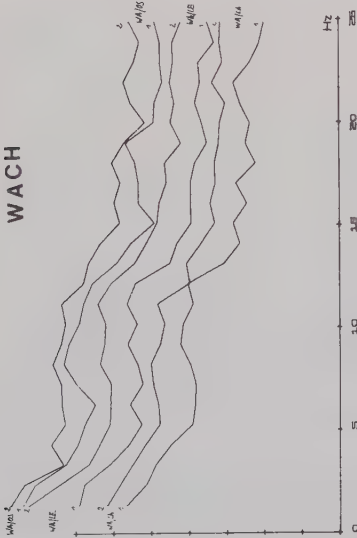
LN INT



VERSUCH 9341 KANAL 1

WACH

LN INT



VERSUCH 9341 KANAL 2

LN INT

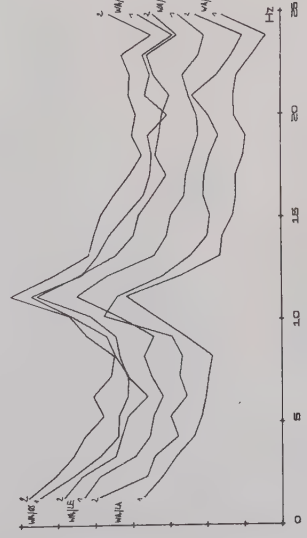
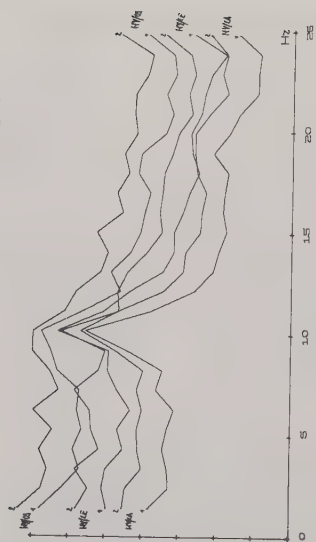


Abb. 5: Schlechte Übereinstimmung mit Ergebnissen der signifikanten Mittelwertsunterschiede dieser Untersuchung. Jedes einzelne Bild enthält das Power-Spektrum der Reize 1-30 (=1) und 31-60 (=2) bei den Suggestionen (LA, LE, gleicher Versuchstag) und der Kontrollbedingung (OS, neuer Versuchstag). Kanal 1 = $C_2/Mast.-li$, Kanal 2 = P_4/O_2 .

VERSUCH 11271 KANAL 1

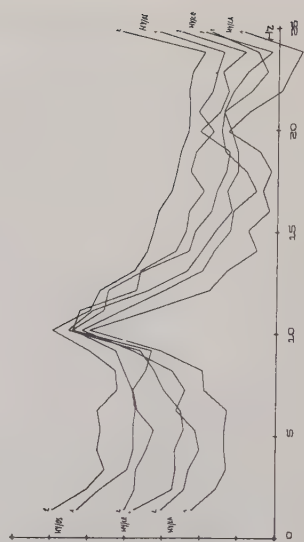
LN INT

HYPNOSE



VERSUCH 11271 KANAL 2

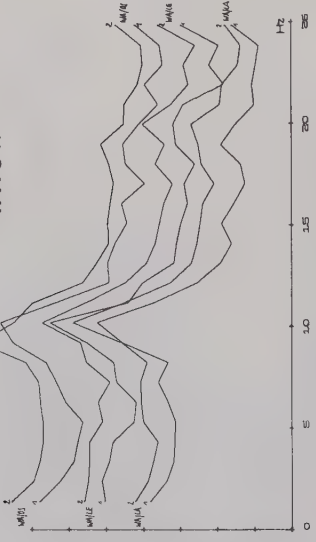
LN INT



VERSUCH 11171 KANAL 1

LN INT

WACH



VERSUCH 11171 KANAL 2

LN INT

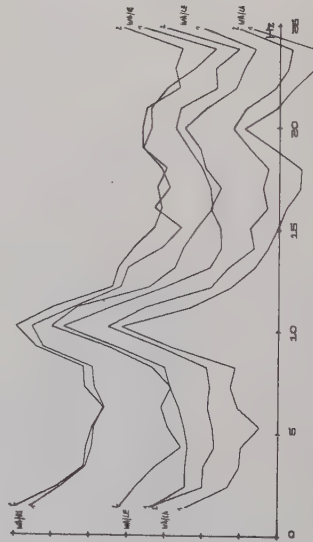


Abb. 6: Gute Übereinstimmung mit Ergebnissen der signifikanten Mittelwertsunterschiede dieser Untersuchung. Jedes Bild enthält das Power-Spektrum der Reize 1-30 (=1) und 31-60 (=2) bei den Suggestionen (LA, LE, gleicher Versuchstag) und der Kontrollbedingung (OS, neuer Versuchstag) Kanal 1 = C_z /Mast.-li.

VI. DISKUSSION

Der Nachweis einer signifikanten Intensitätsabnahme der langsamen Frequenzen (0 - 3 Hz und 4 - 7 Hz) unter Hypnose während einer Beobachtungsaufgabe, die selektive Aufmerksamkeit erfordert, spricht für eine höhere Aktivierung während der Hypnose, möglicherweise als Folge erhöhter Aufmerksamkeit. Da diese Aktivierung vor allem nur über den rechten parieto-okzipitalen Elektroden nachzuweisen ist, könnte unter Hypnose eine erhöhte Aufmerksamkeitszuwendung zu inneren subjektiven Erfahrungen (z. B. Erwartung einer bestimmten Lautheitsänderung) vermutet werden, entsprechend den Hypothesen von GALIN und ORNSTEIN (25). Der Möglichkeit eines systematischen Fehlers, z. B. durch Versuchsdurchführung an verschiedenen Tagen und fehlerhafte Elektrodenlokalisation wurde durch Gleichverteilung der Experimentalbedingungen über alle 3 Versuchstage (s. S. A - 7a) und geringer Fehlervariation beim Ausmessen der Elektrodenposition (ca. ± 5 mm) begegnet.

Da in der Hypnose eine bewusste Reizverarbeitung im Gegensatz zum Schlaf möglich ist und das Gegenteil einer somnogenen Desaktivierung nachzuweisen war, konnte die Hypnose unter vorliegenden experimentellen Bedingungen klar vom Schlafzustand abgegrenzt werden. In gleicher Weise war aber auch eine Abgrenzung vom Wachzustand möglich, durch den Nachweis signifikanter hemisphärenspezifischer Aktivierung vor Reizdarbietung im Vergleich zum Wachzustand.

Ein Befund, der frühere Untersuchungen zur Asymetrie des Ruhe-EEG bei hoher Hypnotisierbarkeit (2) unterstützt und eine weitere Bestätigung der Ergebnisse von ULETT et al. (54) darstellt, die über der rechten okzipitalen Elektrode unter Hypnose ebenfalls

eine Intensitätsabnahme im langsamen Frequenzband nachweisen konnten, ohne jedoch den Unterschied zur linken Hemisphäre zu prüfen. Insgesamt erscheint BAROLINS Auffassung (4) bestätigt, daß es sich bei der Hypnose um einen besonderen Bewußheitszustand handelt, der sowohl vom Wach- wie vom Schlafzustand unter bestimmten experimentellen Bedingungen zu unterscheiden ist.

Es handelt sich bei der Hypnose vermutlich um einen Zustand veränderter Vigilität oder um eine Besinnungsstörung entsprechend der Terminologie von STÖRRING (52). Hier liegt zwar eine Einengung der Aufmerksamkeit bei erhaltenem Bewußtsein vor, die jedoch nicht mit einer Änderung der Bewußtseinslage im Sinne einer komatösen Bewußtseinsstörung gleichgesetzt werden kann. Wir verwenden daher auch den Begriff Bewußtheitslage und nicht Bewußtseinslage, um eine Abgrenzung zu den klinisch bekannten Störungen der Bewußtseinslage vorzunehmen, in denen keine bewußte Reizverarbeitung stattfindet.

Die signifikante Intensitätszunahme im Alpha-Band (8 - 13 Hz) bei Darbietung von wahrnehmungsfördernden und -hemmenden Suggestionen im Vergleich zu einer Kontrollbedingung, in der keine entsprechenden Suggestionen gegeben wurden, könnte als erhöhte selektive Aufmerksamkeitszuwendung zu interozeptiver Wahrnehmung oder kognitiven Konzepten (z. B. Erwartung einer bestimmten Lautheitsänderung) während externer Reizverarbeitung interpretiert werden. Diese Aufmerksamkeitszuwendung zur internen Reizanalyse könnte hemmenden Einfluß auf die Wahrnehmung externer Stimuli nehmen und somit von einer Alpha-Aktivierung begleitet sein. Diese Hypothese wird vor allem noch dadurch gestützt, daß diese Alpha-Aktivierung nur über der zentralen Elektrode nachzuweisen war, die eine Ableitung von reizspezifischen Potentialen mit maximaler Amplitude bei externer akustischer Reizung im Vergleich zu anderen Ableiteorten garantiert. (49).

Die Alpha-Aktivierung bezieht sich auf die elektrische Aktivität der linken Hemisphäre, da die zentrale Elektrode (C_z) auf den linken Proc. mastoideus bezogen war. Dies entspricht der vorwiegend kontralateralen akustischen Verarbeitung bei Rechtshändigkeit, die bei allen Probanden anamnestisch gesichert wurde.

Wie BAROLIN (4) berichtet, war der Effekt der Alpha-Vermehrung (genauer: Aufhebung der Alpha-Verminderung) bei Reizdarbietung bisher vor allem bei Zen-Meditation und Yoga nachzuweisen. Die Ergebnisse von EMRICH über Alpha-Aktivierung bei Suggestion von Wahrnehmungshemmungen im visuellen System (19) und bei Abwehr von emotionalen Stimuli (20) sprechen wie vorliegende Befunde auch für die Möglichkeit einer Beeinflussung der EEG-Grundaktivität im Alpha-Bereich durch subjektive Einstellungen während oder vor der Reizanalyse unabhängig von einer Änderung der Bewusstheitslage. Dieser Befund liefert möglicherweise eine Erklärung für die von ULETT (54) berichtete Alpha-Vermehrung unter Hypnose, die in vorliegender Arbeit nicht bestätigt werden konnte. Da ULETT nicht zwischen Bewußtseinslage und Suggestionen unterschied, könnte die fragliche Vermehrung im Alpha-Bereich durch die Überlagerung von Hypnose- und Suggestionseffekten zustande gekommen sein. Dies ist ein weiterer Hinweis für die Bedeutsamkeit der von KUGLER (37) geforderten Unterscheidung zwischen Bewusstheitslage und Bewußtseinsinhalten bei der Abbildung psychischer Vorgänge im EEG.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

15 Patienten, die sich einer Raucherentwöhnung im Max-Planck-Institut für Psychiatrie in München unterzogen, wurden mittels eines Hypnotisierbarkeits-tests aus einer Population von 238 Pbn als besonders gut hypnotisierbare Versuchspersonen ausgewählt. An drei verschiedenen Tagen im Abstand von einer Woche erhielten diese Pbn sowohl in Hypnose wie im Wachzustand wahrnehmungsfördernde wie -hemmende Suggestionen vor Darbietung einer identischen akustischen Reizserie (Lautheit 70 dB, Grundfrequenz 500 Hz, Tondauer 40 msec, Reizabstand 3 - 10 sec).

Die Spektralanalyse der EEG-Grundaktivität 1 sec vor Beginn jedes akustischen Reizes, über 30 Epochen gemittelt, ermöglichte eine statistische Analyse (12 Pbn) der Einflüsse von Hypnose und Suggestionen. Unter Hypnose konnte eine signifikante ($P \leq 0,025$) Intensitätsabnahme der langsamen Frequenzen (0 - 3 und 4 - 7 Hz) vor allem bei der rechten parieto-okzipitalen Elektrodenposition nachgewiesen werden. Unabhängig von der Hypnose kam es in der Zentralregion im Alpha-Band (8 - 13 Hz) zu einer signifikanten ($P \leq 0,025$) Intensitätszunahme bei Darbietung von wahrnehmungshemmenden oder -fördernden Suggestionen im Vergleich zu einer Kontrollbedingung.

VII. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- (1) BAKAN, R.: Hypnotizability, laterality of eye-movements and functional brain asymmetry. Perceptual and Motor Skills, 1969, 28, 927-932.

- (2) BAKAN, P. and D. SVORAD: Resting EEG Alpha and Asymmetrie of reflective lateral eye-movements. Nature, 1969, 223, 975-976.

- (3) BARBER, T. X.: Hypnotic Induction Procedure used in Experiments conducted by T. X. BARBER and Associates. Internal document, Medfield Foundation, Harding, Massachusetts, 1968.

- (4) BAROLIN, G. S.: Hirnelektrische Korrelate in hypnoiden Zuständen. Fortschritte der Neurologie, Psychiatrie und ihrer Grenzgebiete, 1968, 36, 227-246.

- (5) BENDAT, J. S. and A. J. PIERSOL: Measurement and analysis of random data. Wiley, New York, 1972.

- (6) BOGAN, J.: The other side of the brain. II. An appositional mind. Bull. Los Angeles Neurological Society, 1969, 34, 135-162.

- (7) BUTLER, D. H., A. S. KAMLET and R. A. MONTY: A multi-purpose analysis of variance Fortran IV computer program. Psychonomic Monograph Supplements, 1969, 2, 301-319.

- (8) CHERTOK, L. and T. KRAMARZ: Hypnosis, Sleep and Electro-Encephalography. The Journal of Nervous and Mental Disease, 1959, 128, 227-238.

- (9) CLARKE, A. H.: Computer Analysis of the Electroencephalogram. University of Strathclyde, Department of Electronic Science & Telecommunications, 1975.

- (10) COOLEY, J. W. and J. W. TUKEY: An algorithm for the machine evaluation of complex Fourier series. Math. Comput. 1965, 19, 297-301.

- (11) CRASILNECK, H. E. and J. A. HALL: Physiological changes associated with hypnosis. Journal of Experimental and Clinical Hypnosis, 1959, 7.

- (12) CREUTZFELDT, O., G. GRÜNEWALD, O. SIMON and H. SCHMITZ: Changes of the Basic Rhythms of the EEG during the Performance of Mental and visuomotor tasks. In: C. R. EVANS and T. M. MULHOLLAND (Eds.), Attention in Neurophysiology, Butterworth, London 1969.

- (13) DIETSCH, G.: Fourieranalyse vom EEG des Menschen. Pflügers Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere, 1932, 230, 106-112.

- (14) DUENSING, F.: Bewußtseinslage in der Hypnose und Schmerzerlebnis in neurophysiologischer Sicht. Psychotherapy and Psychosomatics, 1966, 14, 365-378.

- (15) DUMERMUTH, G. and H. FLÜHLER: Some modern aspects in numerical spectrum analysis. Medical and Biological Engineering, 1967, 5, 319-331.

- (16) DUMERMUTH, G.: Electronic data processing in pediatric EEG research. Neuropädiatrie, 1971, 2, 349-374.

- (17) DYNES, J. B.: Objective methods for distinguishing sleep from the head hypnotic trance. Archives of Neurology and Psychiatry, 1947, 57, 84-93.
- (18) EHLERS, W., R. KNEBUSCH, D. REVENSTORF und J. C. BRENGELMANN: Suggestibilität als Therapiefaktor bei verschiedenen Formen der Rauchertherapie. Archiv für Psychologie, 1975, 3 - 4 (im Druck).
- (19) EMRICH, H.: EEG bei hypnotischer Blindheit. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 1965, 207, 52-65.
- (20) EMRICH, H. und L. G. HEINEMANN: EEG bei unter-schwelliger Wahrnehmung emotional bedeutsamer Wörter. Psychologische Forschung, 1966, 29, 285-296.
- (21) FLÜHLER, H.: Statistische Analyse von Zufallsprozessen mit spezieller Anwendung auf das Elektroenzephalogramm. Ph. D. Dissertation, Zürich, 1967.
- (22) FORD, L. F. and C. L. YEAGER: Changes in electroencephalogramm in subjects under hypnosis. Diseases of the Nervous System, 1948, 9, 190-192.
- (23) FRANEK, B. and R. THREN: Hirnelektrische Befunde bei gestuften aktiven Hypnoseübungen. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 1949, 181, 360-369.
- (24) GALBRAITH, G. C., P. LONDON, M. P. LEIBOVITZ et al.: EEG and hypnotic susceptibility. Journal of Comparative and Physiological Psychology, 1970, 72, 125-131.

- (25) GALIN, D. and R. ORNSTEIN: Lateral specialization of cognitiv mode: An EEG Study. Psychophysiology, 1972, 2, 412-418.
- (26) GRÜNEWALD, G., O. SIMON und O. D. CREUTZFELDT: Differentielle EEG-Veränderungen bei visuomotorischen und kognitiven Tätigkeiten. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 1968, 212, 46-69.
- (27) GUR, R. E. and J. REYHER: Relationship between style of hypnotic induction and direction of lateral eye movement. Journal of Abnormal Psychology, 1973, 82, 499-505.
- (28) HEIMANN, H. und Th. SPOERRI: Elektroencephalographische Untersuchungen an Hypnotisierten. Monatsschrift für Psychiatrie und Neurologie, 1953, 125, 261.
- (29) HOOVEY, Z. B., U. HEINEMANN and O. D. CREUTZFELDT: Inter-Hemispheric "Synchrony" of Alpha Waves. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1972, 32, 337-347.
- (30) JANZEN, R. und A. E. KORNMÜLLER: Hirnbioelektrische Erscheinungen bei Änderungen der Bewußtseinslage. Deutsche Zeitschrift für Nervenheilkunde, 1939, 149, 74-92.
- (31) JASPER, H. H.: The ten-twenty electrode systems of the international federation. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1958, 10, 371-375.
- (32) KANNEMANN, K.: An incidence test for k related samples. Biometrische Zeitschrift, 1976, 18, 3-12.

- (33) KATZENSTEIN, A.: Erfahrungen mit der Aufzeichnung elektrobiologischer Daten als Methode zur Ermittlung individueller Unterschiede in der Hypnose. Wissenschaftliche Zeitschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena, 1964, 13, 397-403.

- (34) KIMURA, D.: Left-right differences in the perception of melodies. Quarterly Journal of Experimental Psychology, 1964, 15, 166-171.

- (35) KLEINSORGE, H. und G. KLUMBIES: Psychotherapie in Klinik und Praxis. Urban & Schwarzenberg, Berlin, 1959.

- (36) KRETSCHMER, E.: Psychotherapeutische Studien. Thieme, Stuttgart, 1949.

- (37) KUGLER, Z.: Begleitvorgänge geistiger Tätigkeit im Hirnstrombild. Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie, 1963, 10, 197-208.

- (38) LEGEWIE, H., O. SIMON and O. D. CREUTZFELD: EEG- Changes During Performance of Various Tasks under Open- and Closed-Eyed Conditions. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1969, 27, 470-479.

- (39) LEHMANN, D., G. W. BEELER jr. and D. H. FENDER: Changes in patterns of the human electroencephalogram during fluctuations of perception of stabilized retinal images. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1965, 19, 336-343.

- (40) LIENERT, G. A.: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. A. Hain, Meisenheim a.G., 1962, 124-133.

- (41) MAYER, F. X.: Programmbeschreibung:
Spektralanalyse. Dokument des Rechen-
zentrums, MPI-Psychiatrie, München, 1975.
- (42) MARTINIUS, J., E. SCHWARZ, F. X. MAYER and
A. CLARKE: Spectral EEG analysis in neu-
ropsychological experimentation in school
age children. Proc. EEG Symposium,
Vevey, 1975.
- (43) NÄÄTÄNEN, R.: Evoked potential, EEG, and slow
potential correlates of selective atten-
tion. Acta Psychologica, 1970, 33, 178-192.
- (44) NOWLIS, D. P. and J. C. RHEAD: Relation of
eyes-closed resting EEG alpha activity
to hypnotic susceptibility. Perceptual
Motor Skills, 1968, 27, 1047-1050.
- (45) PAWLOW, I. P.: Das Problem des Schlafes. Vor-
trag gehalten auf einer Konferenz von
Psychiatern, Neurologen und Psychoneuro-
logen, November 1935, in Leningrad. Erst-
druck: PAWLOW, Sämtliche Werke, Bd.1, 1940.
- (46) PRIESTLEY, M. B.: Evolutionary spectra and non-
stationary processes. Journal of the Royal
Statistical Society, Series B, 27,
No. 1, 1965.
- (47) RAQUEL, G. and J. REYHER: Relationship between
style of hypnotic induction and direction
of lateral eye movements. Journal of the
Abnormal Psychology, 1973, 82, 499-505.
- (48) ROBINSON, D. A.: Eye movement control in
primates. Science, 1968, 161, 1219-1224.
- (49) ROSSBACH, O.: Vergleich der Form und topo-
graphischen Verteilung der Reizantworten
nach visuellen und akustischen Reizen
beim Menschen. Dissertation, L.-M.-Uni-
versität, Med. Fakultät, München, 1967.

- (50) SILVERMAN, R. A.: Locally stationary random processes. IRE Trans. Information theory, 1957, IT-3, 182-187.

- (51) SIMON, O., G. GRÜNEWALD, O. CREUTZFELDT und H. SCHMITZ: Über Zuordnung von EEG-Kriterien und Aufmerksamkeitsverhalten. Zentralblatt für die gesamte Neurologie und Psychiatrie, 1968, 191, 166.

- (52) STÖRRING, E.: Bewußtsein und Besinnung. Thieme Verlag, Stuttgart, 1953.

- (53) SWETS, J. A. and A. B. KRISTOFFERSON: Attention. Annual Review of Psychology, 1970, 21, 339-366.

- (54) ULETT, G. A., S. AKPINAR and T.M. ITIL: Hypnosis: Physiological, Pharmacological Reality. American Journal of Psychiatry, 1972, 128, 799-805.

- (55) WEITZENHOFFER, A. M. and E. R. HILGARD: Stanford Hypnotic Susceptibility Scale, Form C. Consulting Psychologists Press, 1962.

- (56) WELCH, P. D.: The use of the FFT for the estimation of power spectra. IEEE Trans. Audio and Electroacoustics, 1967, AO-15, 70-73.

- (57) WINER, B. J.: Statistical Principles in experimental design. McGraw-Hill, New York, 1962.

- (58) ZIMBARDO, P. G., C. RAPAPORT and J. BARON: Pain control by hypnotic induction of motivational states. In: P. G. ZIMBARDO (Ed.), 1969, 136-152.

ANHANG A

INSTRUKTIONEN

1. Hypnoseinduktion (Bewußtseinslage)

Die Induktion der Hypnose wurde entsprechend den Angaben von BARBER (3), WEITZENHOFFER und HILGARD (54), KLEINSORGE und KLUMBIES (35), sowie nach eigenen Erfahrungen bei Einführungskursen für Hypnose und Autogenes Training der Österreichischen Gesellschaft für Hypnose und Autogenes Training, nach einer Lernzeit von ca. 2 Jahren wie folgt realisiert:

1.1. Fixierversuch

Bei Darbietung eines Fixierbildes (Abb. 8) auf einer 1,50 m entfernten Leinwand, wurde die Vp aufgefordert, den Punkt in der Mitte des Bildes zu fixieren. Die begleitenden Suggestionen zielten darauf ab, eventuell eintretende Wahrnehmungsveränderungen hervorzuheben und durch bestätigende Kommentare zu vertiefen. Zur Synchronisierung der Ereignisse, die auf physiologische Vorgänge der Entdifferenzierung der Wahrnehmung und dem Auftauchen von Kontrasteffekten beruhen, war der V1 jeweils bemüht, den Vorgang der Wahrnehmungsänderung selber mitzuvollziehen, um entsprechende Suggestionen zeitgerecht geben zu können. Nach Aufgenschluß des Pb wurden Suggestionen der Schwere für den rechten und linken Arm, für Schulter, Rumpf und Beine, sowie entsprechende Suggestionen der Wärme und der Wohligkeit dargeboten.

1.2. Armlevitation

Die Aufmerksamkeit des Pb wurde auf die Wahrnehmung der rechten Hand, auf Berührung der Unterlagen und Empfindung der Propriozeptoren gelenkt. Diese ungewohnten Empfindungen wurden mit einem Gefühl der Leichtigkeit gekoppelt, das zum Aufsteigen des Armes führen sollte.

1.3. Armkatalepsie

Nach Aufsteigen des Armes wurde völlige Steifheit und Unmöglichkeit, den Arm zu beugen, suggeriert, sodaß Armkatalepsie entstand. Nach Überprüfung der völligen Armsteifheit wurden die Suggestionen zurückgenommen.

1.4. Vertiefung der Hypnose

Durch Zählen von eins bis zwanzig und Darbietung von Entspannungssuggestionen sollte eine Vertiefung der Hypnose nahegelegt werden. Abschließend wurde ein Zustand des Träumens suggeriert.

2. Bewußtseinsinhalte (Suggestionen)

"Wir möchten jetzt die Wirkung von Vorstellungen auf die subjektive Wahrnehmung von Tönen untersuchen:

Stellen Sie sich vor, Sie sitzen in einem Beobachtungsraum und beobachten herannahende und sich entfernende Objekte. Nähert sich ein Objekt, wird der Ton lauter. Entfernt sich das Objekt, wird er leiser. Bleibt das Objekt gleich nah, so ist der Ton gleich laut zum vorherigen."

2.1. Suggestion LAUTER (LA):

"Jetzt werden Sie den Kurs eines Objektes beobachten, das immer näher auf Sie zukommt, d. h. die Mehrzahl der Töne wird lauter werden, es kann aber auch leisere und gleichlaute Töne geben, weil das Objekt einen Zick-Zack-Kurs nimmt. Die Mehrzahl der Töne wird jedoch lauter werden, weil sich das Objekt Ihnen immer mehr nähert. Je intensiver Sie sich vorstellen, daß die Töne lauter werden, desto deutlicher werden Sie empfinden, wie ein Ton lauter ist, im Vergleich zum vorherigen. Die Töne werden immer lauter, intensiv laut, je näher das Objekt kommt, immer lauter." (Es folgt die Darbietung der identischen Reizserie 1 oder 2 entsprechend der Festlegung im Versuchsplan.)

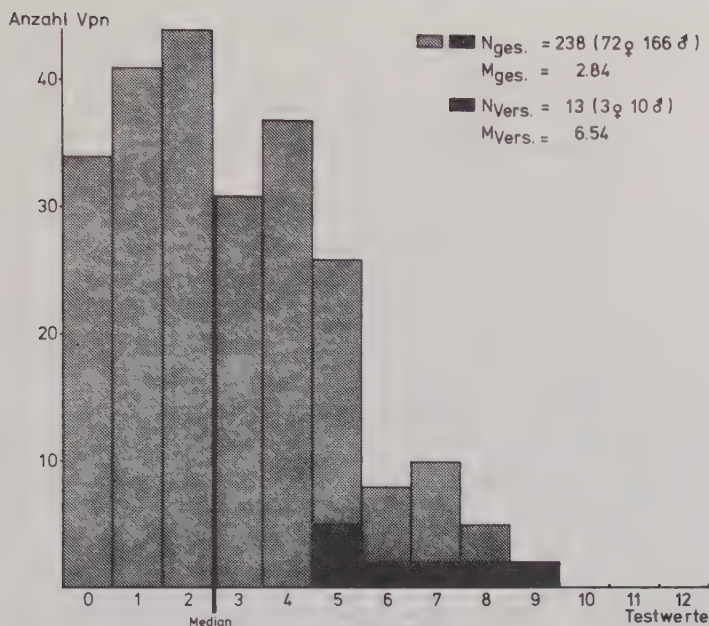
2.2. Suggestion LEISER (LE):

"Jetzt werden Sie den Kurs eines Objektes beobachten, das sich immer weiter von Ihnen entfernt, d. h. die Mehrzahl der Töne wird leiser werden, es kann aber auch lautere und leichlautende geben, weil das Objekt einen Zick-Zack-Kurs nimmt. Die Mehrzahl der Töne wird jedoch leiser werden, weil sich das Objekt immer weiter von Ihnen entfernt. Je intensiver Sie sich vorstellen, daß die Töne leiser werden, desto deutlicher werden Sie empfinden, wie ein Ton leiser ist, im Vergleich zum vorherigen. Die Töne werden immer leiser, ganz leise, manchmal kaum hörbar, je weiter sich das Objekt von Ihnen entfernt, immer leiser." (Es folgt die Darbietung der identischen Reizserie 1 oder 2 entsprechend der Festlegung im Versuchsplan.)

2.3. Ohne Suggestion (OS) einer spezifischen
Richtung

"Jetzt werden Sie den Kurs eines Objektes beobachten, das einen Zick-Zack-Kurs nimmt. Die Töne können also lauter, gleichlaut oder leiser sein, ja nach Position des Objektes. Geben Sie jeweils spontan an, wie der Ton sich ändert."

Abb. 7	Auswahl Pbn
Abb. 8	Fixierbild für Hypnoseinduktion
Abb. 9	Versuchsplan, Versuchsabfolge
Abb. 10	Versuchsaufbau, Datenerfassung und -verarbeitung
Abb. 11	Ableitetechnik
Abb. 12	Datenerfassung: Polygraphie-Protokoll
Abb. 13	Datenverarbeitung: BILDM
Abb. 14	Ergebnisausgabe: POWER
Abb. 15	Ergebnisausgabe: BILDW-Beispiel
Abb. 16	Ergebnisausgabe: BILDW-Normierung
Abb. 17	Programmsystem zur Sepktralanalyse des EEG
Abb. 18	Programmablaufplan DERFV
Abb. 19	° Programmablaufplan SPENS
Abb. 20	Programmablaufplan BILDW
Abb. 21	Programmablaufplan POWER
Abb. 22	Programmablaufplan BILDW



HYPNOTISIERBARKEIT (GESAMTSKORE): AUSWAHL DER VPN.

Abb. 7: Auswahl Pbn: Entsprechend der Verteilung der Gesamtstichprobe wurden 3 weibliche und 9 männliche Pbn ausgewählt, mit einem Gesamtwert ≥ 5 .

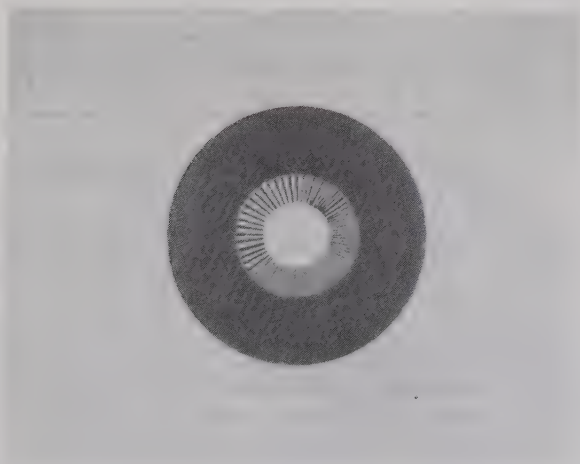


Abb. 8: Fixierbild für Hypnoseinduktion.

VPN NR.	HYPNOSE			WACH		
	LA	LE	O.S.	LA	LE	OS.
1	2.1	2.2	3.2	1.1	1.2	3.1
5	2.1	2.2	3.1	1.1	1.2	3.2
6	3.2	3.1	1.1	2.2	2.1	1.2
7	1.1	1.2	2.2	3.1	3.2	2.1
8	2.2	2.1	3.2	1.2	1.1	3.1
9	1.1	1.2	2.1	3.1	3.2	2.2
10	3.1	3.2	1.2	2.2	2.1	1.1
11	2.2	2.1	3.1	1.2	1.1	3.2
12	1.2	1.1	2.2	3.2	3.1	2.1
13	3.1	3.2	1.1	2.1	2.2	1.2
14	3.2	3.1	1.2	2.2	2.1	1.1
15	1.2	1.1	2.1	3.2	3.1	2.2
1. TAG	4	4	4	4	4	4
2. TAG	4	4	4	4	4	4
3. TAG	4	4	4	4	4	4

RANDOMISIERUNG DER BEDINGUNGEN ÜBER 3 VERSUCHSTAGE, 12 VPN.

Abb. 9a: Versuchsplan: Die zeitliche Folge der Experimentbedingungen LA=Sugg. LAUTER, LE=Sugg. LEISER, OS=OHNE SUGG. ist durch jeweils zwei Zahlen gekennzeichnet. Die erste Zahl gibt den Versuchstag an, die zweite Zahl gibt an, welche Suggestion zuerst dargeboten wurde. Die Abfolge ist für einzelne Probanden (VPN Nr.) verschieden, damit systematische Fehler vermieden werden.

Vers.-Zeit	WACH (1.Tag)	HYPNOSE (2.Tag)	KONTROLLE (3.Tag)
3 Min.	RUHE (geschl.Aug.)	RUHE (g.A.)	RUHE (g.A.)
3 Min.	RUHE (offene Aug.)	RUHE (o.A.)	RUHE (o.A.)
10 Min.	-	HYPNOSEINDUKTION	-
20 Min.	LAUTER (Reizserie1)	LAUTER (Reizs. 1)	OHNE SUG.(Reizs.1)
3 Min.	RUHE (geschl.Aug.)	RUHE (g.A.)	RUHE (g.A.)
10 Min.	-	-	HYPNOSEINDUKTION:
20 Min.	LEISER (Reizserie2)	LEISER (Reizs. 2)	OHNE SUG.(reizs.2)
5 Min.	-	HYPNOSEAUFGEBUNG	HYPNOSEAUFGEBUNG:
3 Min.	RUHE (geschl.Aug.)	RUHE (g.A.)	RUHE (g.A.)
3 Min.	RUHE (offene Aug.)	RUHE (o.A.)	RUHE (o.A.)

Abb. 9 b: Versuchsabfolge der Experimentalbedingungen

beispielsweise für den Probanden Nr. 1.

Der Reizserie 1 oder 2 geht jeweils die Suggestion LAUTER oder LEISER voraus.

Die Reizserien sind außerdem durch Ruheableitungen voneinander getrennt. Die HYPNOSE wurde jeweils durch eine Induktionsprozedur eingeleitet und nach Darbietung der Reizserie aufgehoben.

Bei der Kontrollbedingung wurde die Hypnose erst vor der Reizserie 2 induziert.

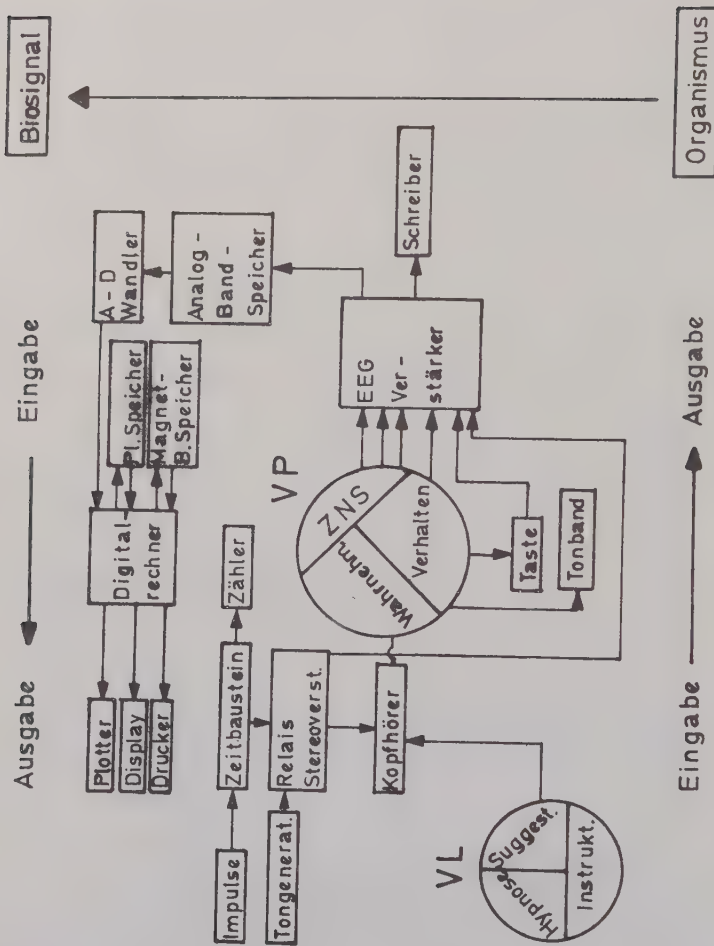


Abb. 10: Versuchsaufbau: Mitte links - Versuchssteuerung, unten rechts - Biosignalaufnahme, oben rechts - A/D Wandlung und digitale Datenverarbeitung, oben links - graphische und digitale Ergebnisausgabe.

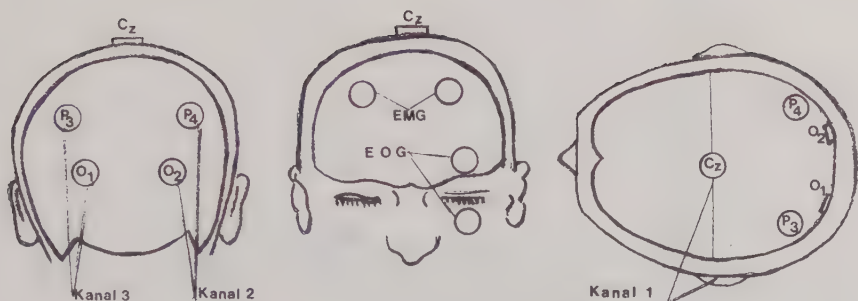


Abb. 11: Ableitetechnik: Elektrodenpositionierung nach dem 10 - 20 System (31). Zuordnung von Ableiteort (z.B. P₃/O₁) zur Kanal Nr. im Powerspektrum (z.B. ³Kanal 3).

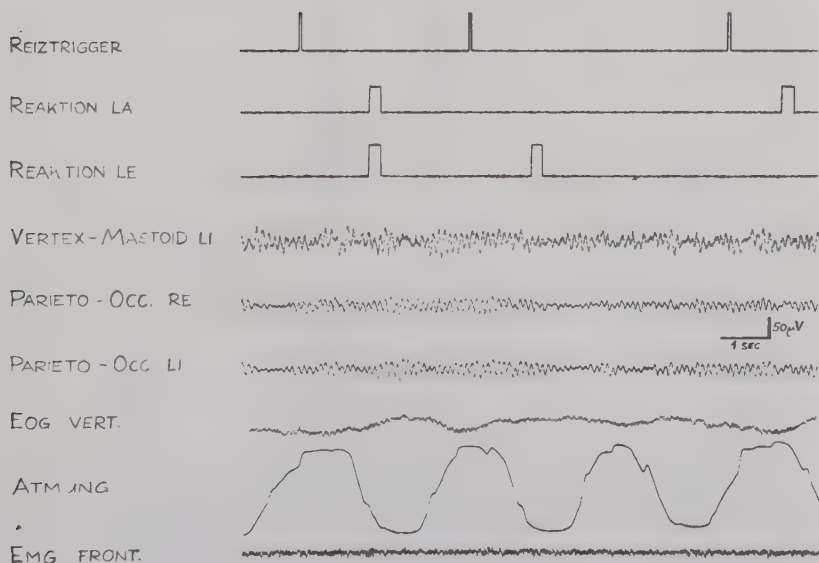


Abb. 12: Datenerfassung: Polygraphieprotokoll des EBS 1620, links - Bezeichnung der Signale, rechts - Beispiele analoger Signalaufzeichnung.

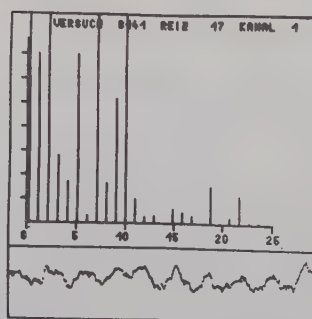
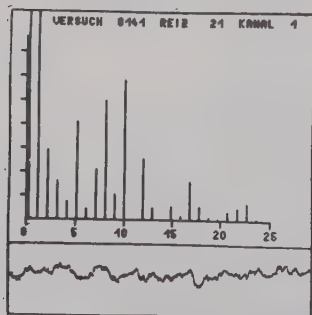
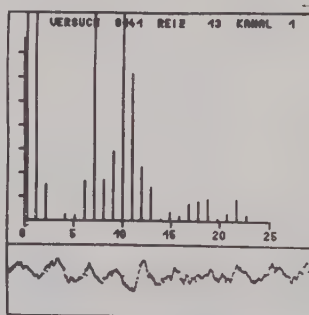
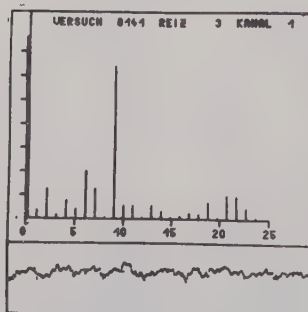
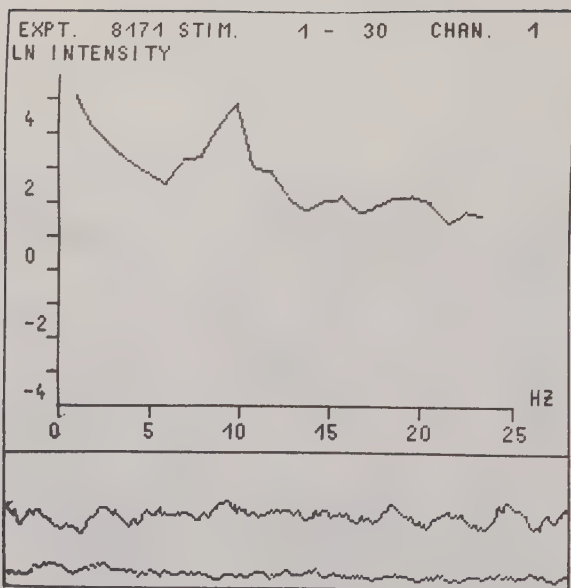


Abb. 13: Datenverarbeitung: Oben - mittleres Powerspektrum von 30 Epochen vor Reizbeginn (Kurve im Koordinatensystem), mittlere Amplitude (1. Kurve) und Streuung (2. Kurve) je Zeitpunkt vor Reizbeginn. Unten - 4 Periodogramme verschiedener Vorreizperioden mit entsprechendem EEG.

FIRST COMPONENT = 0		LAST COMPONENT = 31	
SEGMENT NR. 1			
VERS.NR.	7141 K.NR. 1	POW. 5622.06	D.FREQ.
0.00	FREQUENZ TABELLE	*****	
*****	204.72	191.25	
256.58	197.00	169.50	190.42
209.23	180.50	166.49	164.92
164.52	156.40	151.47	158.41
159.62	157.31		
	158.48		
			177.18
			166.33
			162.69
			175.84
			168.64
			157.81
			162.52
			171.14
			158.56
			168.97
			162.91
			161.77
VERS.NR. 7141 K.NR. 2		POW. 5215.33	D.FREQ.
0.00	FREQUENZ TABELLE	*****	
*****	180.84	168.29	
264.20	171.66	167.11	167.15
187.69	191.03	158.24	152.81
151.96	160.62	143.08	153.80
151.42	153.40		
	156.05		
			153.98
			158.20
			159.44
			154.17
			155.75
			155.63
			158.13
			157.23
			153.63
			166.25
			153.85
			150.74
VERS.NR. 7141 K.NR. 3		POW. 6243.01	D.FREQ.
0.00	FREQUENZ TABELLE	*****	
*****	211.45	208.07	
259.04	211.45	209.83	209.24
200.18	197.19	177.50	166.14
207.89	209.47	211.31	163.05
176.95	170.88	212.24	
		210.52	208.82
		157.05	182.73
		212.05	173.73
			207.90
			194.56
			177.14
			205.01
			199.39
			178.05
			201.21
			204.50
			177.74

Abb. 14: Ergebnisausgabe: Tabelle der Powerwerte je Frequenz Klasse (0 - 31 Hz). Absolute Power je Frequenzband (z.B. First Comp. = 0, last Comp. = 31).

VERSUCH 8171 KANAL 1

LN INT

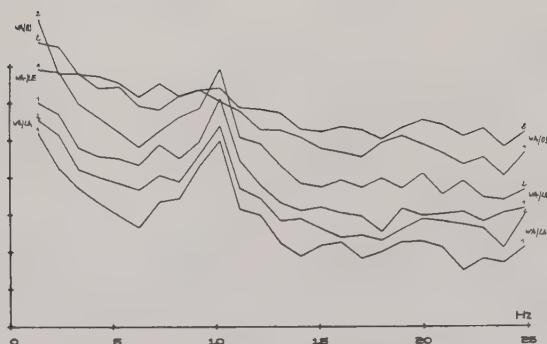


Abb. 15: Ergebnisausgabe: BILDW - räumliche Darstellung aller mittleren Powerspektren der Bedingung WACH mit den Suggestionen (LA, LE, OS) von Reiz 1 - 30 (1) und Reiz 31 - 60 (2) des Pb 8.

VERSUCH 8171 KANAL 1
NORMIERUNG

LN INT

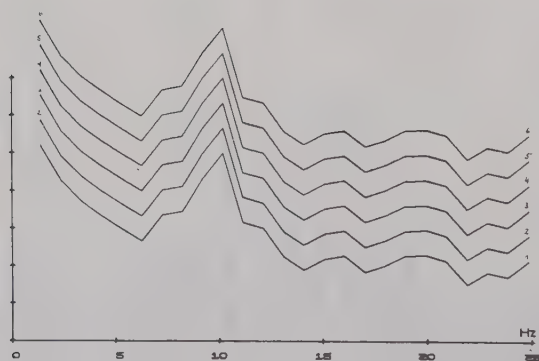


Abb. 16: Ergebnisausgabe: BILDW - Normierung der räumlichen Darstellung der Powerspektren am Beispiel von Versuch 8171.

EINGABE

Analog-Band

VERARBEITUNG

AUSGABE

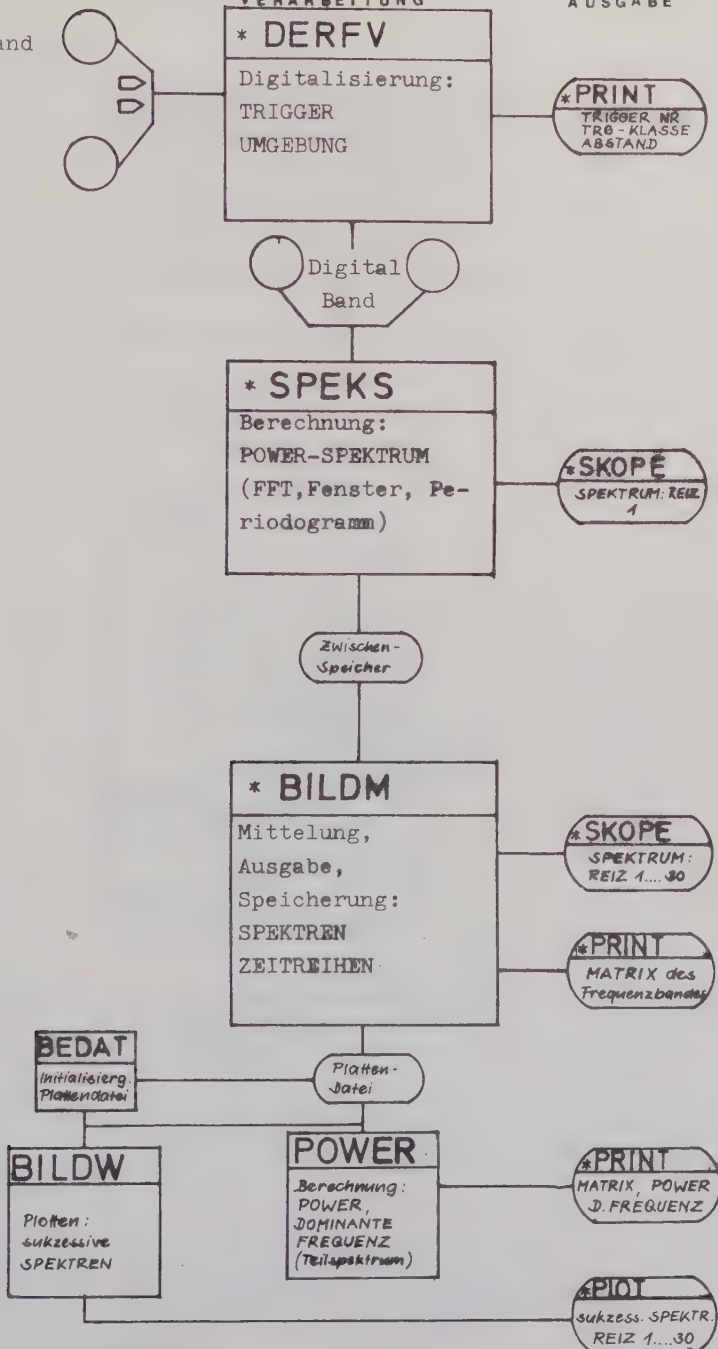


Abb. 17: Programmsystem zur Spektralanalyse des EEG, Ablaufplan.

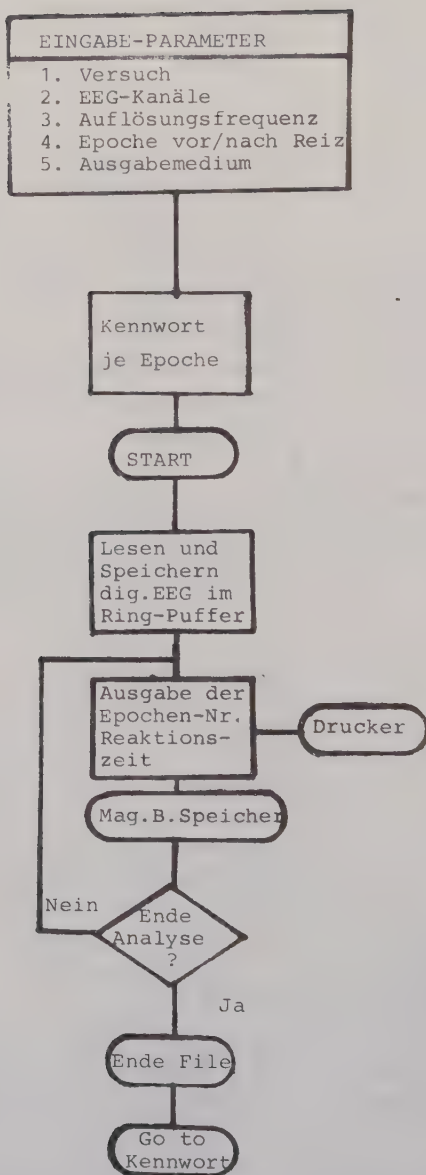


Abb. 18: Programmablaufplan DERFV.

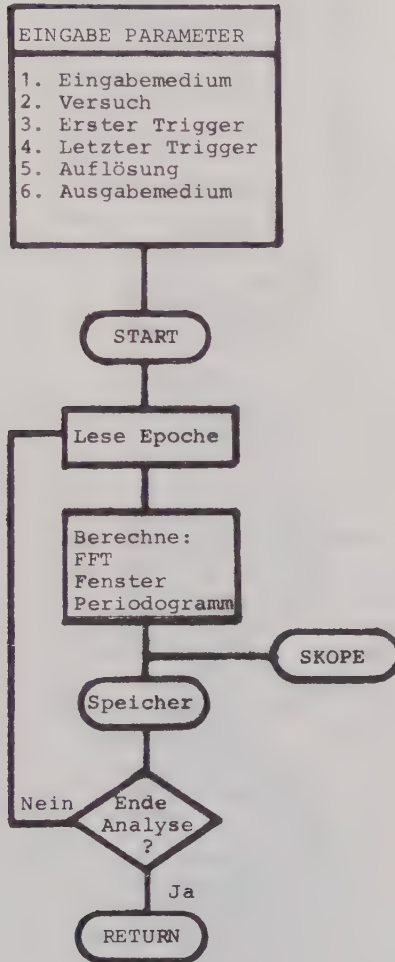


Abb. 19: Programmablaufplan SPEKS:
FFT nach COOLEY and TUKEY (10) in der
Modifikation der Arbeitsgruppe für Psy-
chophysiologie, Freiburg/Br.

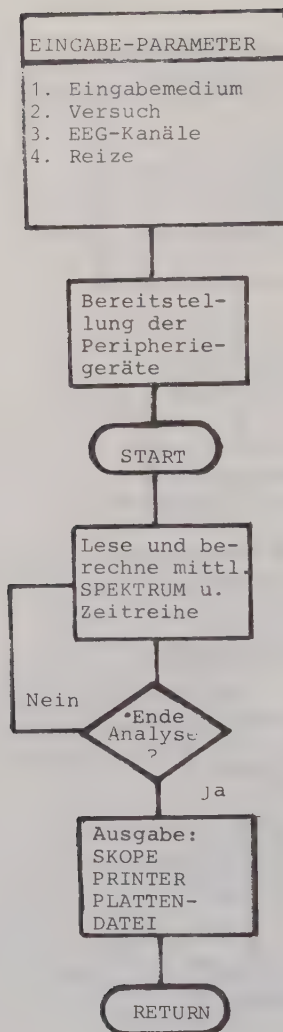


Abb. 20: Programmablaufplan BILDM.

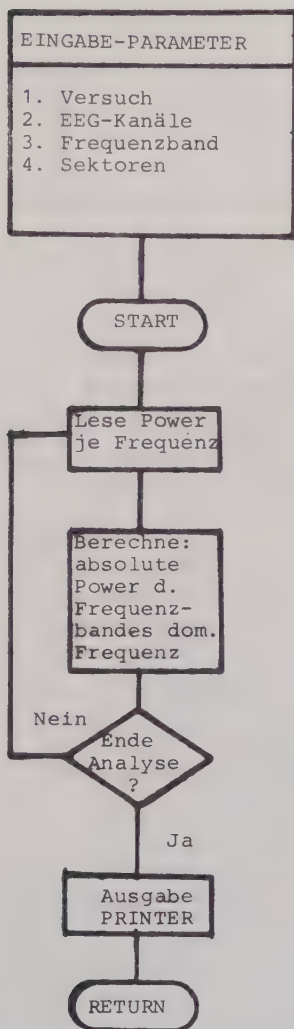


Abb. 21: Programmablaufplan POWER.

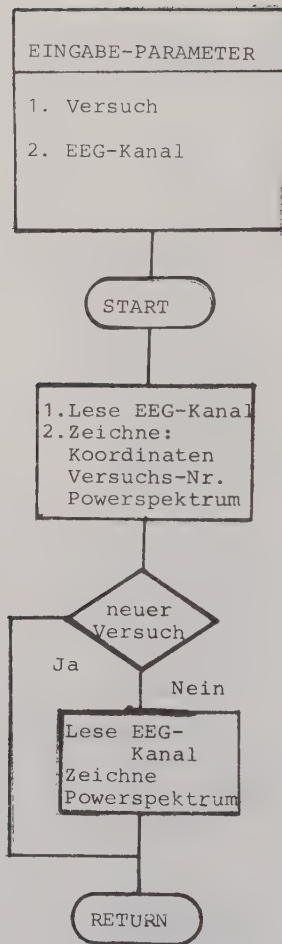


Abb. 22: PROGRAMMABLAUFPLAN: BILDW

ANHANG C

ROHDATEN: Powerspektrum (Plotter) für WACH und
HYPNOSE je Versuchsbedingung:

Pb	1,5	Seite	A - 20
Pb	6,7	"	A - 21
Pb	8,9	"	A - 22
Pb	10,11	"	A - 23
Pb	12,13	"	A - 24
Pb	14,15	"	A - 25

ROHDATEN: Absolute Power je Frequenzband
und Versuchsbedingung:

Pb	1,5	Seite	A - 26
Pb	6,7	"	A - 27
Pb	8,9	"	A - 28
Pb	10,11	"	A - 29
Pb	12,13	"	A - 30
Pb	14,15	"	A - 31

WACH

HYPNOSE Pb 1

POWERSPEKTRUM

Pb 5

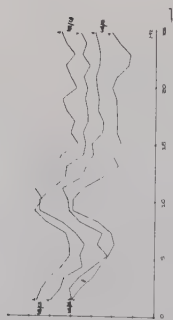
WACH

HYPNOSE

Elektrode:

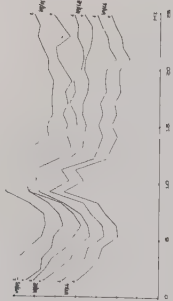
VERGLEICH 11.41 KANAL 1

LN INT

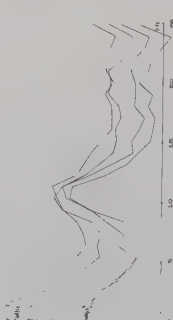


VERGLEICH 12.01 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH 11.41 KANAL 2



VERGLEICH 12.01 KANAL 2



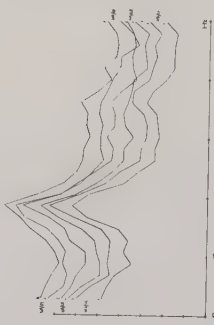
VERGLEICH 11.41 KANAL 3



VERGLEICH 12.01 KANAL 3

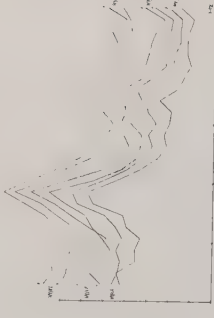


LN INT



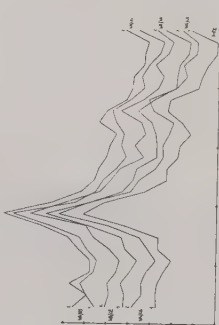
VERGLEICH 12.41 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH 12.41 KANAL 2

LN INT



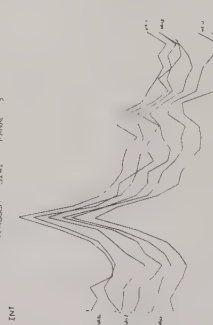
VERGLEICH 12.01 KANAL 3

LN INT



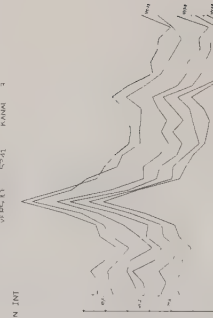
VERGLEICH 12.41 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH 12.01 KANAL 3

LN INT



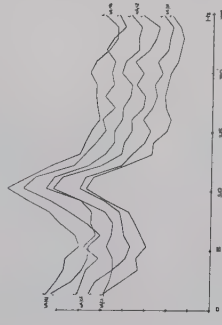
P₄/O₂

P₃/O₁

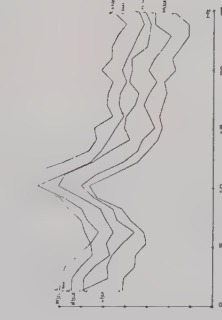
C₂

Elektrode:

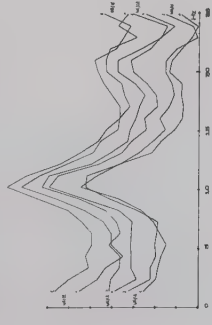
LN INT VERGLEICH 6271 KANAL 1



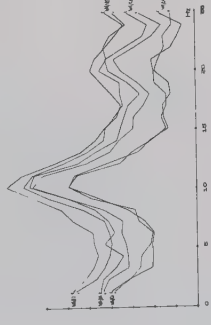
LN INT VERGLEICH 6271 KANAL 2



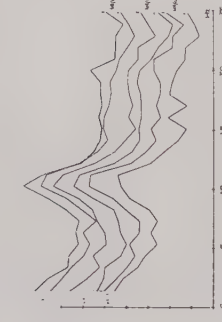
LN INT VERGLEICH 6271 KANAL 3



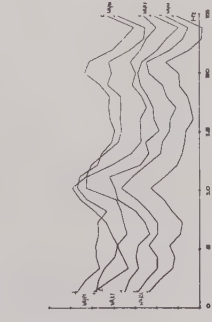
LN INT VERGLEICH 6271 KANAL 3



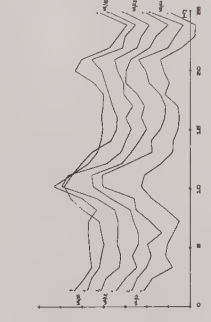
LN INT VERGLEICH 7341 KANAL 1



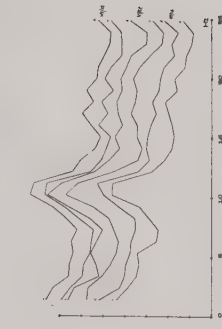
LN INT VERGLEICH 7341 KANAL 2



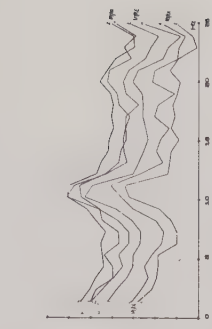
LN INT VERGLEICH 7341 KANAL 3



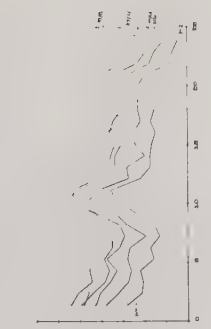
LN INT VERGLEICH 7141 KANAL 1



LN INT VERGLEICH 7141 KANAL 2



LN INT VERGLEICH 7141 KANAL 3



Cz

P₄ / O₂

P₃ / O₁

WACH

HYPNOSE

Pb 8

POWERSPEKTRUM

Pb 9

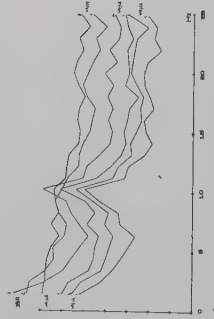
WACH

HYPNOSE

Elektrode:

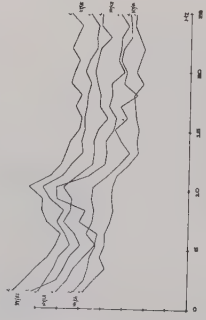
VERGLEICH BEZ1 KANAL 1

LN INT



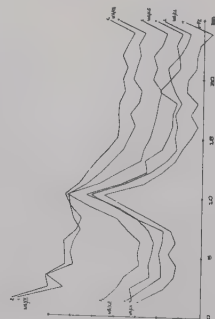
VERGLEICH BEZ1 KANAL 1

LN INT



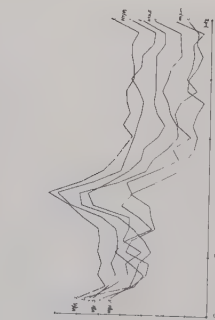
VERGLEICH BEZ1 KANAL 2

LN INT



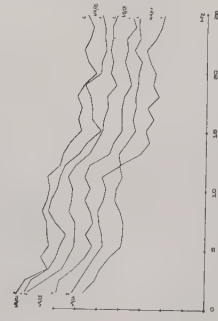
VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



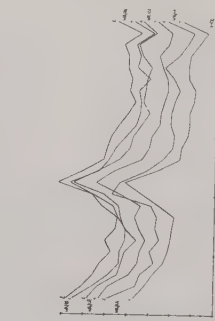
VERGLEICH BEZ1 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH BEZ1 KANAL 2

LN INT



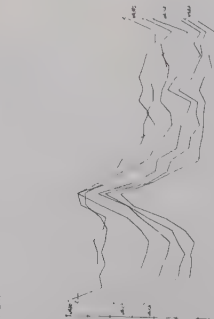
VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



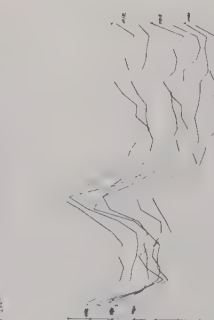
VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



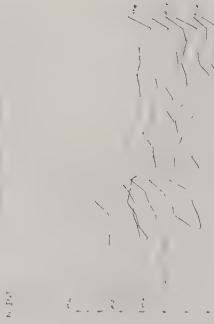
VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH BEZ1 KANAL 3

LN INT



Cz

P₄/O₂

P₃/O₁

WACH

HYPNOSE

Pb 12

POWERSPEKTRUM

Pb 13 WACH

HYPNOSE

Elektrode:

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

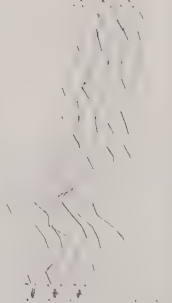
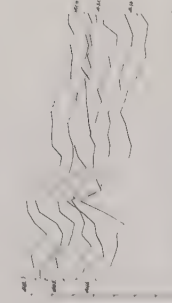
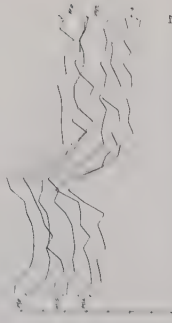
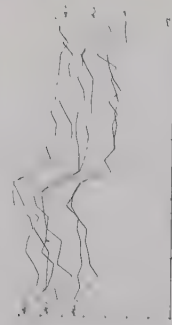
LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT



VORBECH 12271 64KHZ 1

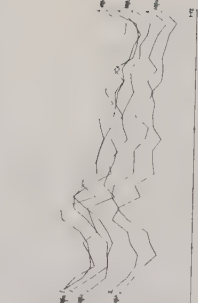
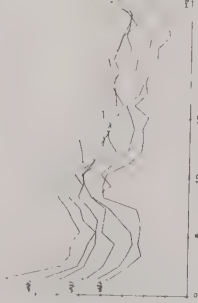
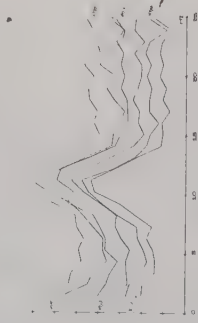
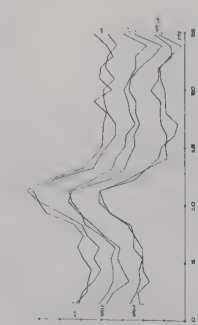
LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT



VORBECH 12271 64KHZ 1

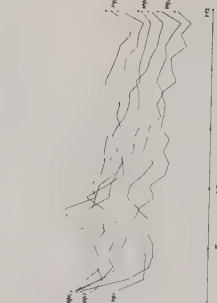
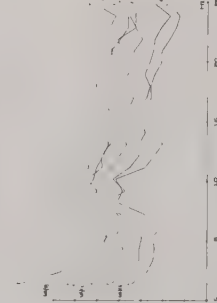
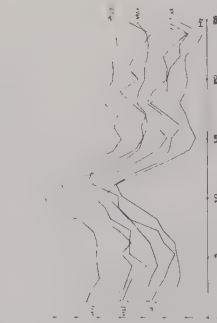
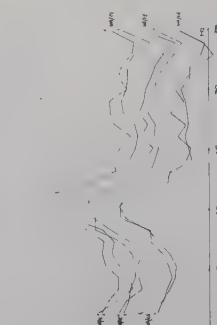
LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT

VORBECH 12271 64KHZ 1

LN INT



C2

P4 / O2

P3 / O1

WACH

HYPNOSE

Pb 14

POWERSPEKTRUM

Pb 15

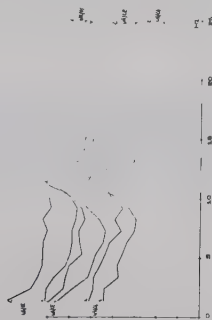
WACH

HYPNOSE

Elektrode :

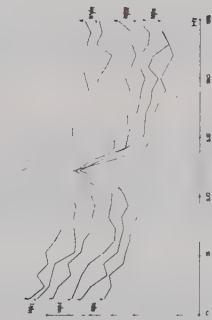
VERGLEICH 14571 KANAL 1

LN INT



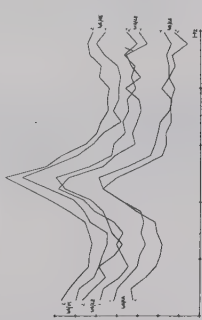
VERGLEICH 14571 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH 14571 KANAL 2

LN INT



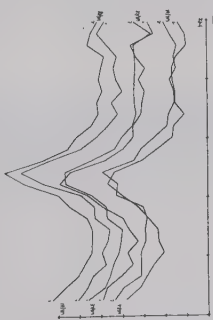
VERGLEICH 14571 KANAL 2

LN INT



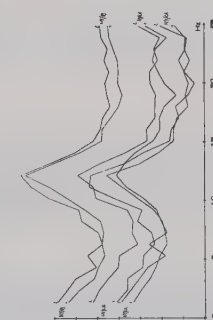
VERGLEICH 14571 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH 14571 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH 15571 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH 15571 KANAL 1

LN INT



VERGLEICH 15571 KANAL 2

LN INT



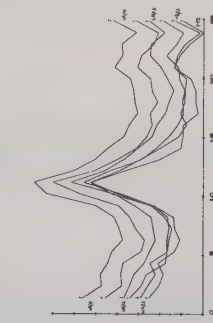
VERGLEICH 15571 KANAL 2

LN INT



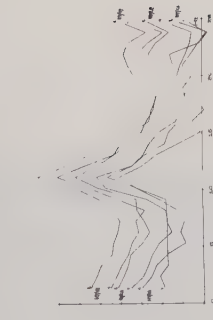
VERGLEICH 15571 KANAL 3

LN INT



VERGLEICH 15571 KANAL 3

LN INT



Cz

P4 / O2

P3 / O1

0654.81	0875.15	0620.73	0855.66	0846.75	0858.02	0650	W00-03K1S1
0791.97	0795.86	0590.16	0775.94	0772.93	0751.59	0650	W00-03K2S1
0782.02	0783.35	0732.35	0817.07	0794.35	0749.42	0650	W00-03K3S1
760.09	762.91	553.90	752.86	751.46	726.93	6P0	W04-07K1S1
0672.40	0667.10	0554.77	0663.80	0663.76	0635.29	06P0	W04-07K2S1
674.40	682.49	636.56	684.56	678.88	642.61	06P0	W04-07K3S1
1229.02	1246.40	0903.70	1232.22	1227.45	1234.99	06P0	W08-13K1S1
1191.71	1207.13	0903.08	1171.35	1174.88	1172.23	06P0	W08-13K2S1
1202.35	1240.32	1184.48	1227.53	1226.43	1179.50	06P0	W08-13K3S1
1046.45	1057.83	794.93	1030.69	1032.71	1032.63	6P0	W14-19K1S1
927.13	964.45	793.07	923.26	930.94	928.61	6P0	W14-19K2S1
954.95	991.83	942.04	967.70	965.23	936.51	6P0	W14-19K3S1
972.42	1008.14	618.28	981.15	984.78	999.41	6P0	W20-25K1S1
888.49	950.03	617.67	903.47	921.29	934.46	6P0	W20-25K2S1
905.37	974.41	920.63	967.29	959.83	953.41	6P0	W20-25K3S1
0965.64	0981.37	0770.14	0982.47	0977.26	0964.31	6P0	W26-31K1S1
895.36	936.96	766.25	914.98	907.27	906.48	6P0	W26-31K2S1
910.49	925.76	910.18	939.83	923.97	933.96	6P0	W26-31K3S1
5828.50	5931.87	4261.75	5838.53	5820.50	5236.37	06P0	W00-31K1S1
5367.12	5524.16	4225.70	5356.06	5371.13	5330.72	06P0	W00-31K2S1
5429.66	5616.27	5332.33	5604.05	5548.77	5395.50	06P0	W00-31K3S1
						Fb FREQUENZBAND Kanal	
0845.35	0865.01	0844.99	0857.23	0845.43	0869.52	07P0	W00-03K1S1
0785.00	0793.07	0765.24	0761.49	0763.21	0773.87	07P0	W00-03K2S1
0883.42	0767.84	0758.25	0746.15	0749.47	0764.31	07P0	W00-03K3S1
732.95	744.70	734.22	724.65	731.60	743.61	7P0	W04-07K1S1
0642.42	0648.62	0634.26	0620.15	0637.68	0640.82	07P0	W04-07K2S1
836.49	827.05	614.47	608.17	628.34	643.56	07P0	W04-07K3S1
1139.42	1179.59	1177.40	1145.19	1181.44	1195.20	07P0	W08-13K1S1
1023.19	1061.01	1017.97	0964.52	1016.30	1062.25	07P0	W08-13K2S1
1146.16	1023.43	0998.39	0975.64	1036.39	1066.43	07P0	W08-13K3S1
1003.45	1026.00	1030.76	985.88	1020.94	1034.16	7P0	W14-19K1S1
936.11	944.03	912.80	886.25	922.45	936.59	7P0	W14-19K2S1
1101.38	920.68	907.36	902.28	927.59	921.08	7P0	W14-19K3S1
940.70	968.48	993.55	939.56	944.64	964.49	7P0	W20-25K1S1
901.67	900.16	922.18	891.14	896.80	903.03	7P0	W20-25K2S1
1216.04	901.33	901.01	885.83	898.35	909.66	7P0	W20-25K3S1
0958.96	0964.91	1004.03	0949.66	0932.26	0976.10	7P0	W26-31K1S1
926.93	927.20	922.96	900.03	915.31	913.64	7P0	W26-31K2S1
1054.51	916.76	929.95	893.44	900.46	911.02	7P0	W26-31K3S1
5622.06	5748.71	5784.97	5601.99	5656.33	5783.10	07P0	W00-31K1S1
5215.33	5274.10	5175.43	5023.60	5151.77	5230.22	07P0	W00-31K2S1
6243.01	5160.11	5109.45	5011.54	5140.61	5216.09	07P0	W00-31K3S1

HY/LA	HY/OS	WA/LA	WA/OS	FREQUENZBAND	Kanal
0868.97	0864.24	0876.31	0873.35	08P0	W00-03K1S1
0862.69	0789.96	0763.52	0752.70	08P0	W00-03K2S1
0855.19	0753.87	0705.16	0679.08	08P0	W00-03K3S1
787.65	752.73	741.01	751.34	8P0	W04-07K1S1
0743.74	0660.01	0653.26	0617.18	08P0	W04-07K2S1
728.37	659.68	634.49	631.13	08P0	W04-07K3S1
1121.51	1156.04	1122.72	1151.76	08P0	W08-13K1S1
1044.20	1100.21	1068.87	1076.37	08P0	W08-13K2S1
1035.43	1099.11	1059.0	1032.05	8P0	W08-13K3S1
1053.41	1042.70	1021.09	1064.4	8P0	W14-19K1S1
894.16	879.07	883.23	857.19	8P0	W14-19K2S1
877.85	894.78	911.97	882.48	8P0	W14-19K3S1
1051.14	999.98	1007.38	1015.40	8P0	W20-25K1S1
898.89	873.45	863.00	878.47	8P0	W20-25K2S1
877.68	857.26	883.79	886.99	8P0	W20-25K3S1
1014.67	0994.92	0991.89	0987.27	8P0	W26-31K1S1
930.26	917.34	922.70	901.02	8P0	W26-31K2S1
926.20	897.05	937.70	908.50	8P0	W26-31K3S1
5897.37	5810.64	5726.03	5696.28	08P0	W00-31K1S1
5373.95	5220.06	5192.06	5005.04	08P0	W00-31K2S1
570.72	5161.78	5147.54	5011.41	08P0	W00-31K3S1
			5258.35		

HY/LA	HY/OS	WA/LA	WA/OS	FREQUENZBAND	Kanal
0901.11	0923.18	0951.10	0913.21	09P0	W00-03K1S1
0789.36	0794.86	0829.65	0833.59	09P0	W00-03K2S1
0773.91	0780.98	0812.29	0828.74	09P0	W00-03K3S1
783.51	808.24	800.60	800.79	9P0	W04-07K1S1
0656.17	0679.21	0683.56	0681.61	09P0	W04-07K2S1
656.31	665.65	671.09	669.96	09P0	W04-07K3S1
1183.80	1205.68	1184.71	1193.30	09P0	W08-13K1S1
1037.86	1066.97	1079.17	1090.10	09P0	W08-13K2S1
1007.36	1060.77	1014.33	1085.07	09P0	W08-13K3S1
1059.12	1080.80	1065.41	1067.08	9P0	W14-19K1S1
913.50	935.01	942.23	950.43	9P0	W14-19K2S1
914.40	942.35	921.55	940.34	9P0	W14-19K3S1
1032.09	1044.98	1048.33	1039.95	9P0	W20-25K1S1
915.55	917.22	906.04	929.08	9P0	W20-25K2S1
931.78	929.41	930.32	929.46	9P0	W20-25K3S1
1023.86	1025.43	1015.33	1005.90	9P0	W26-31K1S1
962.30	951.74	947.69	940.82	9P0	W26-31K2S1
966.99	964.25	964.88	956.10	9P0	W26-31K3S1
5982.63	6088.46	6025.93	6020.38	09P0	W00-31K1S1
5700.63	5379.36	5426.14	5426.14	09P0	W00-31K2S1
5331.45	5331.34	5201.07	5327.62	09P0	W00-31K3S1

0818.20	0805.36	0822.26	0829.57	10F0 W00-03K1S1
0740.89	0703.30	0740.14	0735.38	10P0 W00-03K2S1
0695.60	0721.08	0718.07	0724.88	10P0 W00-03K3S1
708.92	697.17	727.15	709.03	10P0 W04-07K1S1
0583.49	0554.32	0604.86	0571.10	10P0 W04-07K2S1
552.32	570.23	592.02	567.79	10P0 W04-07K3S1
1104.76	1093.40	1119.18	1105.36	10P0 W08-13K1S1
1003.72	1025.62	1006.99	0975.50	10P0 W08-13K2S1
0970.39	1011.49	0983.89	0962.87	10P0 W08-13K3S1
990.54	994.77	968.25	994.90	10P0 W14-19K1S1
823.13	813.37	842.67	812.12	10P0 W14-19K2S1
811.01	839.62	819.81	819.53	10P0 W14-19K3S1
996.44	988.95	990.69	993.51	10P0 W20-25K1S1
854.98	874.78	832.94	838.72	10P0 W20-25K2S1
846.52	863.91	849.68	858.99	10P0 W20-25K3S1
0975.63	0975.84	0982.92	0985.85	10P0 W26-31K1S1
876.14	885.43	874.55	879.40	10P0 W26-31K2S1
879.61	886.21	903.76	897.81	10P0 W26-31K3S1
5603.35	5611.47	5634.49	5618.26	10P0 W60-31K1S1
4892.48	4977.99	4902.20	4812.27	10P0 W00-31K2S1
4761.55	4896.91	4867.27	4831.92	10P0 W00-31K3S1

Pb 10

HY/IA

HY/OS

WA/LE

WA/OS

Pb FREQUENZBAND Kanal

0830.75	0835.61	0833.21	0843.81	11P0 W00-03K1S1
0755.99	0755.35	0753.18	0745.68	11P0 W00-03K2S1
0734.09	0725.43	0756.15	0761.44	11P0 W00-03K3S1
760.25	750.43	754.84	746.45	11P0 W04-07K1S1
0645.47	0636.62	0613.12	0632.46	11P0 W04-07K2S1
651.06	636.33	626.13	629.79	11P0 W04-07K3S1
1164.50	1152.06	1117.11	1141.93	11P0 W08-13K1S1
1081.77	1061.47	1020.05	1049.30	11P0 W08-13K2S1
1003.67	1057.12	1020.96	1055.87	11P0 W08-13K3S1
872.05	839.01	803.46	978.47	11P0 W14-19K1S1
880.16	823.57	813.30	871.90	11P0 W14-19K2S1
944.63	929.24	902.11	851.47	11P0 W14-19K3S1
862.22	816.11	772.09	852.14	11P0 W20-25K1S1
827.41	801.97	816.94	853.99	11P0 W20-25K2S1
0954.04	0943.47	0935.47	796.02	11P0 W20-25K3S1
907.16	874.96	867.78	0958.49	11P0 W26-31K1S1
900.50	869.75	879.67	901.68	11P0 W26-31K2S1
5657.87	5588.71	5487.59	899.42	11P0 W26-31K3S1
5124.72	4983.54	4827.01	5659.17	11P0 W00-31K1S1
5077.87	4914.21	4822.99	5215.42	11P0 W00-31K2S1
			5069.92	11P0 W00-31K3S1

Pb 11

HY/LA	HY/LE	HY/OS	WA/LA	WA/LE	WA/OS	PB FREQUENZBAND Kanal
0820.42	0807.68	0827.59	0834.81	0833.02	0816.56	12P0 W00-03K1S1
0751.76	0731.80	0773.05	0767.59	0764.59	0768.76	12P0 W00-03K2S1
741.59	732.67	734.48	755.61	764.76	742.49	12P0 W00-03K3S1
759.81	755.91	744.28	788.19	795.08	752.52	12P0 W04-07K1S1
0649.68	0648.96	0628.60	0683.50	0673.77	0653.96	12P0 W04-07K2S1
649.58	634.07	619.94	663.05	673.58	644.04	12P0 W04-07K3S1
1177.60	1166.65	1174.75	1190.66	1190.30	1175.71	12P0 W08-13K1S1
1126.65	1089.48	1100.74	1115.85	1119.18	1131.05	12P0 W08-13K2S1
1108.59	1078.03	1086.07	1106.78	1110.64	1110.07	12P0 W08-13K3S1
1030.47	1016.56	1008.65	1071.22	1060.79	1035.81	12P0 W14-19K1S1
924.47	915.16	889.39	908.93	929.79	924.25	12P0 W14-19K2S1
913.01	919.09	879.63	919.63	936.51	915.36	12P0 W14-19K3S1
1020.28	1009.84	992.91	1083.70	1038.66	1023.24	12P0 W20-25K1S1
934.01	911.53	897.58	915.42	900.70	919.31	12P0 W20-25K2S1
905.28	873.92	881.45	904.28	892.49	910.28	12P0 W20-25K3S1
0986.16	0975.82	0974.16	0988.49	0933.93	0973.38	12P0 W26-31K1S1
928.93	942.23	906.43	902.695	911.64	896.19	12P0 W26-31K2S1
920.40	918.95	895.49	896.91	910.12	906.43	12P0 W26-31K3S1
5794.76	5732.47	5695.36	5957.09	5911.79	5777.24	12P0 W00-31K1S1
5315.52	5221.18	5195.80	5294.26	5299.68	5293.54	12P0 W00-31K2S1
5238.80	5156.77	5097.07	5246.27	5288.12	5228.69	12P0 W00-31K3S1

PB 12

HY/LA	HY/LE	HY/OS	WA/LA	WA/LE	WA/OS	PB FREQUENZBAND Kanal
0838.99	0808.49	0800.49	0790.91	0813.62	0825.76	13P0 W00-03K1S1
0799.67	0804.94	0751.99	0785.07	0788.67	0773.76	13P0 W00-03K2S1
0849.02	0815.72	0766.54	0785.39	0811.47	0783.56	13P0 W00-03K3S1
739.32	756.99	735.86	734.10	745.02	751.15	13P0 W04-07K1S1
0684.74	0711.37	0648.57	0694.44	0703.08	0673.53	13P0 W04-07K2S1
713.25	717.20	677.32	703.59	716.68	692.71	13P0 W04-07K3S1
1092.35	1129.30	1064.76	1124.37	1111.93	1095.58	13P0 W08-13K1S1
1046.50	1108.67	0949.87	1118.41	1098.59	1012.66	13P0 W08-13K2S1
1052.89	1112.76	0998.94	1126.07	1118.77	1060.76	13P0 W08-13K3S1
1055.87	1056.11	1023.77	1058.28	1067.77	1044.23	13P0 W14-19K1S1
995.63	993.34	917.06	1025.20	1024.94	951.84	13P0 W14-19K2S1
1018.91	1018.33	976.84	1051.41	1049.73	1004.55	13P0 W14-19K3S1
1019.72	1010.76	966.51	985.59	1014.49	996.73	13P0 W20-25K1S1
955.94	945.62	877.86	942.97	976.04	897.21	13P0 W20-25K2S1
967.49	957.65	926.82	988.56	1007.39	954.11	13P0 W20-25K3S1
1001.16	0984.50	0963.65	0986.47	0993.09	0986.77	13P0 W26-31K1S1
968.60	964.59	921.70	973.91	975.69	952.31	13P0 W26-31K2S1
963.20	959.15	938.78	968.11	975.92	969.87	13P0 W26-31K3S1
5751.71	5776.66	5555.05	5679.82	5745.93	5700.23	13P0 W00-31K1S1
5451.07	5528.54	5067.07	5540.72	5567.07	5261.33	13P0 W00-31K2S1
5564.87	5574.83	5285.26	5623.15	5679.07	5465.37	13P0 W00-31K3S1

PB 13

0853.56	0859.99	0869.62	0861.79	0873.31	0863.29	14P0 W00-03K1S1
0795.49	0780.27	0824.00	0815.97	0820.97	0810.53	14P0 W00-03K2S1
0795.62	0773.08	0815.38	0823.45	0819.62	0810.89	14P0 W00-03K3S1
756.15	735.87	755.41	763.86	755.99	756.80	14P0 W04-07K1S1
0654.52	0629.38	0681.08	0675.72	0702.02	0675.43	14P0 W04-07K2S1
675.80	635.01	683.70	694.29	690.08	681.50	14P0 W04-07K3S1
1185.68	1136.30	1187.97	1186.80	1238.64	1189.04	14P0 W08-13K1S1
1096.96	1074.30	1180.77	1145.47	1206.97	1198.51	14P0 W08-13K2S1
1118.53	1085.47	1187.60	1167.19	1204.11	1198.84	14P0 W08-13K3S1
1024.89	991.51	1041.77	1034.91	1069.55	1044.77	14P0 W14-19K1S1
926.62	905.39	984.18	976.01	1007.19	1012.74	14P0 W14-19K2S1
952.24	907.90	1007.12	978.29	1013.67	1020.18	14P0 W14-19K3S1
977.17	950.36	1001.65	985.90	993.85	1041.85	14P0 W20-25K1S1
907.66	911.88	961.69	942.60	999.56	986.15	14P0 W20-25K2S1
916.53	911.06	927.28	954.99	987.81	1005.49	14P0 W20-25K3S1
0973.56	0954.93	0999.95	0962.41	0988.83	1017.99	14P0 W26-31K1S1
918.78	929.27	965.08	927.33	976.59	974.66	14P0 W26-31K2S1
923.16	917.88	956.89	929.15	953.02	961.53	14P0 W26-31K3S1
5771.30	5628.98	5856.39	5795.70	5920.18	5913.76	14P0 W00-31K1S1
5300.05	5230.49	5596.82	5483.02	5713.31	5658.03	14P0 W00-31K2S1
5381.89	5230.42	5622.99	5547.37	5668.31	5678.44	14P0 W00-31K3S1

PB14

FREQUENZBAND Kanal						
HY/LA	HY/OS	WA/LA	WA/LE	WA/OS		
0808.57	0801.51	0828.81	0834.77	0835.75	15P0 W00-03K1S1	
0743.58	0720.41	0745.78	0757.11	0763.78	15P0 W00-03K2S1	
0746.04	0729.59	0736.79	0758.60	0744.94	15P0 W00-03K3S1	
721.14	711.81	727.06	723.86	719.01	15P0 W04-07K1S1	
0610.82	0586.19	0617.71	0598.77	0610.37	15P0 W04-07K2S1	
624.02	593.91	643.60	592.00	598.82	15P0 W04-07K3S1	
1118.43	1097.27	1130.67	1110.82	1143.22	15P0 W08-13K1S1	
1056.03	0984.60	1075.10	1025.14	1070.46	15P0 W08-13K2S1	
1070.84	0978.89	1112.64	1044.68	1054.58	15P0 W08-13K3S1	
943.26	959.53	965.40	953.34	967.33	15P0 W14-19K1S1	
839.79	830.64	860.47	828.25	868.02	15P0 W14-19K2S1	
861.79	842.02	848.80	891.95	842.94	15P0 W14-19K3S1	
917.54	915.75	943.90	918.32	942.99	15P0 W20-25K1S1	
849.07	815.24	871.10	839.57	866.29	15P0 W20-25K2S1	
872.75	804.52	902.71	857.82	854.82	15P0 W20-25K3S1	
0946.24	0957.84	0932.80	0942.26	0936.99	15P0 W26-31K1S1	
878.08	863.66	885.09	884.51	875.11	15P0 W26-31K2S1	
881.39	872.85	863.69	889.56	858.81	15P0 W26-31K3S1	
5455.20	5443.73	5560.99	5483.39	5545.30	15P0 W00-31K1S1	
4977.39	4800.75	5032.02	4933.32	5054.66	15P0 W00-31K2S1	
5056.86	4821.79	4922.71	4995.14	4954.93	15P0 W00-31K3S1	

PB15

Herrn Prof. Dr. J. Kugler, dem Leiter der Abt. f. Klinische Neurophysiologie an der Universitäts-Nervenlinik München, danke ich dafür, daß er mir das Thema überließ und die Vollendung der Arbeit durch wichtige Ratschläge förderte.

Herrn Prof. Dr. D. Ploog, dem Direktor des Max-Planck-Instituts für Psychiatrie in München, möchte ich für die finanzielle Unterstützung bei der Computerauswertung über die Stipendiatenzeit hinaus Dank sagen.

Besonderer Dank gebührt auch allen seinen Mitarbeitern, die diese Arbeit durch Diskussionen, Korrekturen, Ideen und teilweise beträchtlichen Zeitaufwand unterstützten, insbesondere danke ich den Herren PD. Dr. Dr. J. C. Brengelmann, Dr. A. H. Clarke, Dipl.-Psych. M. Cramer, Dipl.-Math. G. Dirlich, Dr. U. Heinemann, Dr. Dipl.-Psych. R. Knebusch, PD. Dr. Dr. H. Legewie, PD. Dr. J. Martinus, cand. ing. F. X. Mayer, Dipl.-Psych. W. Miethge, Frau L. Meyrahn und Frau Dr. O. Simon.

Herrn Prof. Dr. H.-J. Steingrüber, dem Direktor des Instituts für Medizinische Psychologie der Universität Düsseldorf, sowie seinen Mitarbeitern Frau Beyer und Frau Girgensohn danke ich herzlich für Geduld und Hilfe bei der Niederschrift dieser Arbeit.

LEBENS LAUF

Ich wurde am 26. 5. 1943 in Stralsund geboren,
als Sohn des leitenden Angestellten Hans-Jochen
Ehlers und seiner Ehefrau Hildegard, geb. Müller.

Nach Besuch der Volksschule (1949 - 1954) in
Löcknitz, Franzburg, Bergen a. Rügen, Recklinghausen,
Wien und Wattenscheid, absolvierte ich von 1954 -
1960 die Realschule in Wattenscheid und von 1960 -
1963 das math.-naturw. Gymnasium der Stadt Watten-
scheid (Abitur: 20. 2. 1963).

- 1963 - 1967 Studium der Psychologie an der Universi-
tät Hamburg,
- 1965 - 1967 Studium der Medizin an der Universität
Hamburg,
- 15.10.1967 Ablegung der Diplom-Prüfung für Psycholo-
gen an der Universität Bochum,
- 1967 - 1970 Wiss. Hilfskraft am Psychologischen
Institut der Universität Düsseldorf,
- 11.10.1969 Ablegung der ärztlichen Vorprüfung
an der Universität Düsseldorf,
- 1970 - 1972 Stipendiat der Max-Planck-Ges. (Inst.
für Psychiatrie) in München,
- 17.12.1974 Ablegung der ärztlichen Prüfung an der
Universität München.,
- 1975 - 1976 Medizinalassistent an der Diakonissen-
anstalt in München, im Zentrum für
Herz- und Kreislaufkrankheiten in Höhen-
ried am Starnberger See und in der Klinik
für Neurochirurgie der Universität
Düsseldorf.
- 11.3.1976 Approbation als Arzt.

Zur Zeit bin ich Wiss. Assistent am Institut für
Medizinische Psychologie der Universität Düsseldorf.

